



Escola Politècnica Superior
d'Enginyeria de Vilanova i la Geltrú

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

TREBALL FINAL DE GRAU

TÍTOL: Sensors cerebrals aplicats a l'accessibilitat per a la conducció.

AUTORIA: SÁNCHEZ TOLO, LAIA.

DATA DE PRESENTACIÓ: Octubre, 2019.

COGNOMS: Sánchez Tolo .

NOM: Laia.

TITULACIÓ: Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica.

PLA:

DIRECTOR: Antonio Camacho Santiago.

DEPARTAMENT: Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial.

QUALIFICACIÓ DEL TFG

TRIBUNAL

PRESIDENT

RAYA GINER, CRISTÓBAL

SECRETARI

MARTÍ COLOM, PAU

VOCAL

DÍAZ BOLADERAS, MARTA

DATA DE LECTURA: 31 d'octubre de 2019.

Aquest Projecte té en compte aspectes mediambientals: ☐ Sí ☐ No

RESUM

En aquest treball explicarem la creació de la realització d'una interfície cervell ordinador amb la finalitat de poder controlar un prototip de vehicle per explorar la possibilitat de dur a terme un vehicle capaç de funcionar sense la necessitat de cap accionament mecànic.

Per poder arribar a aquesta creació es farà també una explicació de conceptes de neuroanatomia així com dels sensors necessaris i del seu entorn. També explicarem les diferents maneres de poder captar les senyals elèctriques del cervell.

Paraules clau (màxim 10):

EEG	Arduino	MATLAB	Sensors
Impulsos	BCI	Conducció	Accessibilitat

ABSTRACT

In this work we will explain the creation of a computer brain interface in order to be able to control a vehicle prototype to explore the possibility of carrying out a vehicle capable of operating without the need for any mechanical drive.

In order to be able to reach this creation, an explanation of neuroanatomy concepts as well as the necessary sensors and their surroundings will be made. We will also explain the different ways to capture electrical signals from the brain.

Keywords (10 maximum):

EEG	Arduino	MATLAB	Sensors
Impulses	BCI	Driving	Accessibility

SUMARI

1. INTRODUCCIÓ	8
1.1. Objectiu	9
1.2. Sistemes HMI i BCI	10
2. EL SISTEMA NERVIÓS CENTRAL	12
2.1. El romboencèfal	13
2.1.1. Mielencèfal	13
2.1.1.1. El bulb raquidi.	13
2.1.2. Metencèfal	13
2.1.2.1. La protuberància anular.	13
2.1.2.1. El cerebel.	13
2.2. El mesencèfal	14
2.3. Prosencèfal	14
2.2.1. Diencefal.	14
2.2.1.1. Tàlem.	14
2.2.2 Telencèfal.	14
2.2.2.2. Ganglis basals.	17
2.2.2.2. Hipocamp.	17
2.2.2.3. El còrtex del cervell.	17
2.3. Les neurones i les cèl·lules glials	17
2.3.1 Parts de la neurona.	20
2.3.2. Transmissió de senyal.	21
3. EEG	23
3.1. Funcionament	24
3.2. Sistemes de posició dels elèctrodes	24
3.3. Tipus d'elèctrodes	31
3.3.1. Elèctrodes EEG.	32
3.3.1.1. Neuroquirúrgics.	33
3.3.1.2. Especials o basals.	33
3.3.1.3. Superficials.	34
3.3.1.3.1. Sistema d'agulla.	35
3.3.1.3.2. Sistema de contacte.	35
3.3.1.3.3. Adherits.	37
3.3.1.3.4. Sistema de malla.	37
3.4. Connexions	38
3.4.1. Muntatge	38
3.3. Ones cerebrals	39
4. DISPOSITIU	41

4.1. Enobios 8	41
4.2. Mindwave Mobile 2	42
4.2.1. Especificacions tècniques.	42
4.2.2. TGAM.	43
4.2.2.1. Especificacions tècniques.	43
4.2.2.2. Algoritme eSense.	44
5. SENYAL D'ENTRADA	46
5.1. Encesa i control	47
5.1.1. Encendre.	49
5.1.2. Avançar i retrocedir.	52
5.1.3. Girar.	54
5.1.3. Canvi de velocitat i de rotació.	55
5.1.4. Frena.	55
5.1.5. Interfície d'usuari.	55
5.2. Funcionament d'emergència	59
5.3. Webcam	61
6. PROGRAMARI	63
6.1 MATLAB	63
6.2. Arduino	64
7. VEHICLE	65
7.1. Components	65
7.1.1. El circuit integrat L293D.	66
7.1.2. El Micro Servo S3003.	67
7.1.3. El motor RC-280RA-3060.	67
7.1.4. ESP32-WROOM-32U.	68
7.3. Muntatge	68
7.4. Comunicació	69
BIBLIOGRAFIA	73

GLOSSARI D'ABREVIATURES

Sigles	Significat	Sigles	Significat
ASCII	American Standard Code for Information Interchange	KLT	Kanade–Lucas–Tomasi
AI	Amplificador d'Instrumentació	LCR	Líquid Cefaloraquidi
AO	Amplificador Operacional	LED	Light Emitting Diode
APK	Android Application Package	LFP	Local field potentials
AVR	Alf and Vegard's RISC processor	MEG	Magnetoencefalografia
BCI	Brain Computer Interface	MW2	Mindwave Mobile 2
DIEC	Diccionari de l'Institut d'Estudis Catalans	MRI	Magnetic Resonance Imaging
EEG	Electroencefalograma	OMS	Organització Mundial de la Salut
ECoG	Electrocorticografia o Electrocoqueografia	PIC	Programmable Intelligent Computer
ECG	Electrocardiograma	PWM	Pulse Width Modulation
EMG	Electromiograma	RC	Radio Control
EOG	Electrooculograma	RISC	Reduced Instruction Set Computer
ERSP	Event Related Spectral Power	SEEG	Estereoelectroencefalografia
ERP	Event Related Potential	SQUID	Superconducting Quantum Interference Devices
HMI	Human Machine Interface	SNC	Sistema Nervios Central
IA	Intel·ligència Artificial	SNP	Sistema Nervios Perifèric
ICA	Independent Component Analysis	SoC	System-on-Chip
IDE	Integrated Development Environment	TGAM	ThinkGear ASIC Module
ISO	International Organization for Standardization	UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

1. Introducció

Actualment, forma part de la nostra realitat que és possible el control sense necessitat d'una intervenció mecànica pura. Amb l'avenç de la neurociència així com de les innovacions tecnològiques, la humanitat ha estat capaç de fer accessible funcions com la parla i l'ús de d'ordinadors entre altres.

Les ones cerebrals han estat descobertes i estudiades des de la segona dècada del segle XX. Les aplicacions mèdiques són innumbrables, però també s'han descobert altres aplicacions, més tecnològiques, com la què es tracta en aquest treball.

Si coneixem la tecnologia i tenim els coneixements que ens permeten aquest control, que ens aatura a limitar aquests recursos per aplicar-los en el món de la conducció?

A Catalunya, un 3,04%¹ de la població en edat de conduir pateix alguna discapacitat. Aquest fet fa necessari el desenvolupament de noves eines d'ajuda a aquest col·lectiu

A més a més, el nostre treball té la intenció d'oferir un producte versàtil, i per aquest motiu compta amb una segona funció que consisteix en restringir l'ús del vehicle si la persona no està condicionada per a la seva conducció, ja sigui per fatiga, distracció o somnolència ja que actualment no es compta amb mesura preventiva.

Els accidents de trànsit són una de les principals causes de mortalitat que a nivell nacional suposa una taxa de 39 morts per milió d'habitants al 2016, que concretament van suposar 1810 víctimes².

Hi ha una clara evidència que la somnolència, independentment de la seva causa, és un important factor de risc per els accidents de trànsit, encara que és difícil determinar el nombre exacte. La National Highway Traffic Safety Administration calcula que com a mínim el 2,5% dels accidents fatals i el 2% dels accidents no fatals estan relacionats amb la presència de somnolència. [1]

A nivell nacional en un estudi amb 4002 dades de conductors de vehicles, el 3,6% van presentar somnolència habitual conduint on 81% s'havien quedat adormits alguna vegada al volant i el 25% ho feien de forma habitual. Una de les causes principals de la somnolència habitual conduint van ser les apnees de son. [1]

Amb aquestes dades, i partint de la base que una de les branques principals de la tecnologia es la de facilitar el desenvolupament de les tasques diàries a les persones, considero que és un motiu suficient per a justificar la intenció d'aquest treball.

La conducció, a mesura que ofereix facilitat; gràcies en l'avenç de tot l'entorn multimèdia, l'automatització i la IA, així com al gran repertori de sensors, hauria de poder oferir també el seu ús a aquelles persones que poden tenir problemes motrius, però que no els afecta al "cervell".

¹ Per a més detall podeu consultar l'annex 1. Dades extretes de https://treballiaferssocials.gencat.cat/web/.content/03ambits_tematicos/15serveissocials/estadistiques/persones_discapacitat/any2018/5-Pers.discap.-tipologia-grau-sexe-i-grups-dedat-2018.pdf

² Dades extretes de https://ec.europa.eu/transport/road_safety/specialist/statistics_en#



Figura 1.2: Adaptacions en el volant d'un vehicle

Si bé és cert que actualment hi ha la possibilitat de conduir amb certes limitacions motrius i Soluciones ARC, que és una empresa de vehicles adaptats amb seu a l'Hospitalet, n'és un exemple que fins i tot ofereix el servei d'autoescola adaptada sent la segona de tot l'estat amb cotxes adaptats.

Tot i que ofereix una gran automatització i adaptació de molts dels controls dels vehicles, com per exemple substituir els pedals per accionaments amb les mans, sempre és necessari tenir el control d'alguna extremitat i

sovint també de la parla.

Per aquest motiu considerem que enlloc d'adaptar un vehicle per a l'ús de persones amb discapacitat plantejem canviar-ne el concepte tradicional, fer-ne un de nou completament automatitzat.

1.1. Objectiu

L'objectiu d'aquest projecte és demostrar que es poden aplicar les ones cerebrals com a sistema de control de la conducció, sense necessitat d'una intervenció mecànica; ni al volant, ni als pedals, ni al canvi de marxes, etc.

El control que tenim com a objectiu de desenvolupar es pot dividir en dos apartats.

- Funcionament normal; la conducció de l'automòbil segons els criteris de l'usuari.
- Funcionament d'emergència; aturar a l'automòbil en condicions de seguretat així com la possible emissió d'una senyal acústica sonora, quan l'usuari no es trobi en condicions favorables per a conduir.

Per poder arribar a aquesta demostració haurem de crear una interfície cervell ordinador (BCI), que ens permet obtenir una lectura de les dades del cervell, passar-les per diferents filtres i processaments fins a poder arribar a una conversió a dades útils per al control.

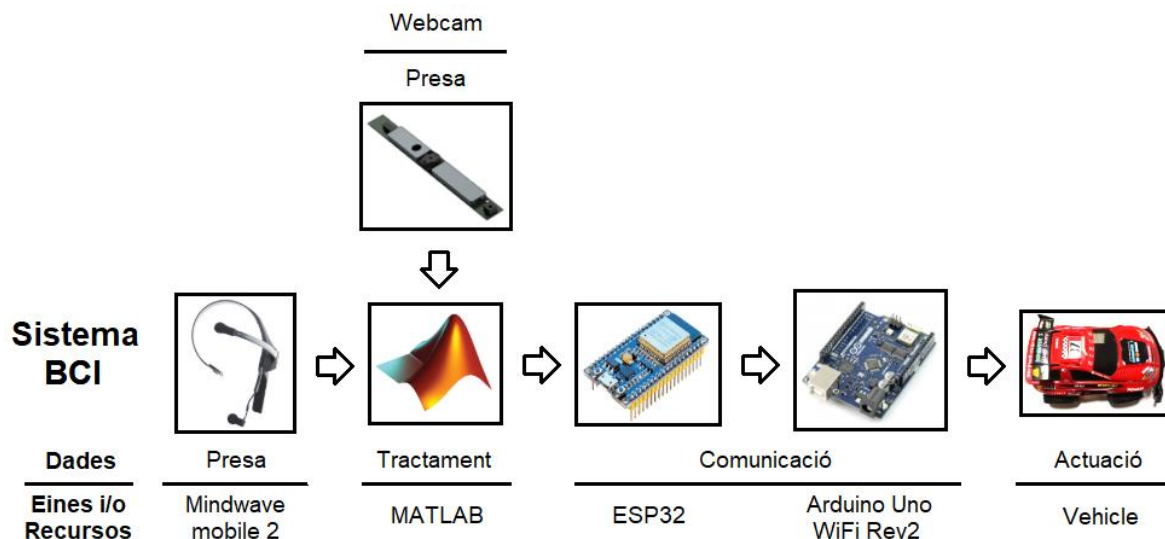


Figura 1.2: Sistema BCI

En el nostre cas, es compon de 5 elements, al que finalment hi afegirem un sisè com a suport a la presa de dades. L'ordinador serà el centre de comandament durant el desenvolupament de la BCI. Finalment, la seva funció consistirà en ser el suport físic comunicatiu del programa de processat.

La primera fase la compon el sensor, la seva funció és rebre i transmetre la senyal registrada en temps real. En comunicar-se amb l'eina de processament rebrà el suport de l'obtenció de les dades mancants procedents de la webcam del propi ordinador.

Pel que fa a l'eina de processament, ens permet treballar a temps real amb les senyals rebudes del sensor i també en les de la webcam. El nostre sensor és comunica amb l'ordinador que es el que disposa de l'eina on es realitza el programa de processat de senyal així com el de comunicació per al nostre actuador.

Les plaques de comunicació formaran un únic conjunt amb l'actuador, hi estaran acoblades, formant part del disseny del vehicle final, el producte visible. Entre la darrera placa i els actuadors serà la única comunicació per cable que hi haurà, ja que la resta de comunicacions són sense fils.

El nostre producte podrà gaudir de la llibertat de moviments que ofereix la comunicació sense fils pel fet de no tenir cablejat que ens pugui molestar el seu recorregut limitat només pel rang de funcionament de la connexió.

1.2. Sistemes HMI i BCI

En aquest apartat farem una breu descripció de l'antecedent de les BCI i de la seva evolució.

Les HMI desenvolupen una interfície de comunicació entre l'usuari i la màquina per mitjà dispositius d'assistència [2]. Delega la interacció amb la màquina i permet que es pugui controlar a distància de forma intuïtiva.

Al principi la seva finalitat principal era supervisar, coordinar i controlar processos

industrials i de fabricació. Poc a poc van començar a aparèixer aplicacions en que aquestes interfícies facilitaven l'accessibilitat de productes quotidians

Els sistemes van a arribar a detectar els patrons de les biosenyals que permetien controlar la potència de cadires de rodes o operar pròtesis o extremitats artificials, basades amb la intenció de l'usuari. [2]

Quan aquestes biosenyals passen a ser les senyals neuronals és quan comencem a parlar de BCI. Tot i així l'ús d'aquesta tecnologia era molt exclusiva i només s'implementava en entorns mèdics.

Actualment es poden aconseguir sensors que permeten detectar aquestes senyals neuronals i que permeten construir les BCI fora de l'àmbit mèdic i permeten fer més accessible l'entorn de les persones amb discapacitat.

2. El sistema nerviós central

Es troba dins del sistema nerviós i està format per l'encèfal i la medul·la espinal.

La medul·la espinal és un cordó llarg i blanquinós i es troba en el conducte raquidi de la columna vertebral, que li ofereix protecció òssia, i s'estén des del bulb raquidi fins a la segona vertebra lumbar. Està recoberta per tres membranes conegudes com les meninges. Transmetent tota la informació que li proporciona el cervell a la resta del cos.

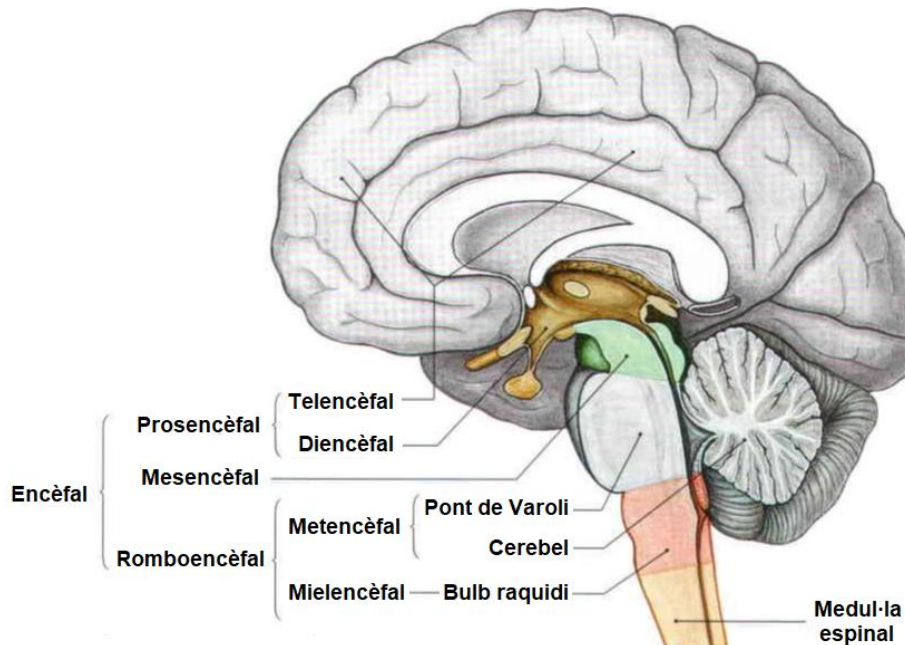


Figura 2.1: Organització del SNC; secció mitjana amb esquema. [3]

L'encèfal és el conjunt més important d'òrgans del SNC. Està tancat i protegit dins del crani i des d'un punt de vista anatómic, està format pel cerebel, el tronc de l'encèfal³, el diencefal i el cervell.

La seva organització és jeràrquica, i el seu neurodesenvolupament⁴ es realitza de manera seqüencial: les capes més bàsiques, inferiors i més profundes es completen en primer lloc; les capes més altes i amb funcions superiors són les darreres en finalitzar el seu desenvolupament. Així, primer conclouen les competències bàsiques que regulen el cervell. Després es completen les competències motores. En tercer lloc es desenvolupen les emocions i finalment, maduren les funcions més racionals. [4]

El SNC està envoltat per tres capes de teixit denominades meninges.

Duramàter: És la capa més externa i més fibrosa, més forta, constituïda per l'encreuament de molts fascicles de fibres col·làgenes i per moltes xarxes de fibres elàstiques.

Aracnoide: És la meninge intermèdia de naturalesa serosa. Entre la duramàter hi ha l'espai subdural i la separa de la piamàter l'espai subaracnoidal, que conté LCR.

Piamàter: És una capa molt fina i transparent que està íntimament adherida i recobreix al

³ Format pel pont de Varoli, el bulb raquidi i el mesencèfal.

⁴ Procés dinàmic de creixement anatómic i funcional.

sistema nerviós central. Amb l'aracnoide, forma part de les leptomeninges, meninges internes que són considerades com a unitat funcional.

2.1. El romboencèfal

L'òrgan deu el nom al fet que el quart ventricle pren una forma romboïdal en el transcurs del seu desenvolupament i està format pel conjunt d'elements de l'encèfal que es desenvolupen a partir de la vesícula cerebral posterior.

2.1.1. Mielencèfal

Correspon a la part posterior del romboencèfal i que pren origen en les vesícules cerebrals posteriors de l'embrió, finalment queda representada en l'adult pel bulb raquidi i la part inferior del quart ventricle.

2.1.1.1. El bulb raquidi.

És el segment més important del tronc encefàlic, es troba a la part inferior del tronc, entre la medul·la i el pont de Varoli i s'encarrega de regula funcions vitals com ho són la freqüència cardíaca, la pressió sanguínia, els reflexos de la respiració i la digestió per mitjà dels nuclis, que són masses de substància grisa.

2.1.2. Metencèfal

Constitueix la part anterior del romboencèfal i en el procés de formació, al voltant del quart ventricle, forma la protuberància anular i el cerebel.

2.1.2.1. La protuberància anular.

Anomenada també pont de Varoli, està situada immediatament per sobre del bulb raquidi, els nuclis que conté s'encarreguen de complementar la regulació de la respiració i és on es troben els fascicles⁵ ascendents, que porten la informació sensorial de la medul·la cap a l'encèfal i els descendents, que porten la informació motora de l'encèfal a la medul·la. [5]

2.1.2.1. El cerebel.

Es localitza sota el lòbul occipital i és la segona estructura més gran de l'encèfal. En el cerebel s'integra tota la informació que arriba de les vies sensitives i motores del cervell. És l'òrgan que controla la motricitat: regula el to muscular i l'equilibri corporal, tant l'estàtic, és a dir mentre el cos és dret, com l'equilibri dinàmic, mentre el cos es mou. A més a més, pel fet de coordinar-los, permet l'execució justa i suau dels moviments voluntaris. Els danys en aquesta estructura poden produir problemes de moviment, de coordinació i de control postural, però també pot provocar disfuncions en els processos cognitius superiors amb els quals el

⁵ Conjunt, generalment petit, de fibres nervioses o musculars que generalment tenen la mateixa significació funcional.

cerebel està connectat. [6]

2.2. El mesencèfal

S'estén des de la protuberància fins al diencèfal i, igual que el bulb i la protuberància, conté nuclis i fascicles. Entre els nuclis que comprèn el mesencèfal hi ha les dues substàncies negres i els dos nuclis vermells, que participen en la regulació de l'activitat muscular. [5]

2.3. Prosencèfal

Format per la part més anterior de les tres vesícules cerebrals durant el seu desenvolupament i que dona origen al telencèfal i al diencèfal.

2.2.1. Diencèfal.

És la part central de l'encèfal, situat entre el tronc encefàlic i el cervell. Està format per l'hipotàlem i el tàlem.

2.2.1.1. Tàlem.

Fa d'estació commutativa, pren la informació que ve del cos i l'envia a l'escorça cerebral. L'escorça cerebral envia missatges al tàlem, que al seu torn envia la informació cap a altres àrees del cervell, transmet la majoria dels senyals sensorials percebuts, com els auditius, visuals i tàctils, i la medul·la espinal. També està implicat en el control motor.

2.2.1.2. Hipotàlem.

Controla, activa i integra el sistema nerviós autònom perifèric, és fonamental per mantenir constant la temperatura corporal i participa en la regulació dels cicles de la son, de la gana i de moltes de les emocions, com el plaer i el dolor, entre altres funcions somàtiques. També controla altres òrgans endocrins per mitjà de les cèl·lules nervioses que secreten neurohormones, com la noradrenalina, l'oxitocina o la vasopressina i que afecten la funció de la hipòfisi, anomenada també glàndula pituïtària, amb la que hi connecta pel tronc hipofisiari.

2.2.2 Telencèfal.

És el que s'anomena cervell i és la part més gran de l'encèfal amb només entre 2 i 4 mm de gruix, arriba a ocupar-ne el 40%, pels seu gran nombre plects, que desplegats ocuparien una àrea aproximada de 1,5 m².

Està format per dues estructures anomenades hemisferis cerebrals, separats per un solc profund anomenat cissura interhemisfèrica. El cos callós és troba en l'interior i connecta els dos hemisferis a través de fibres nervioses blanques. Cada

hemisferi, està dividit en 4 parts, anomenades lòbuls i per una sèrie de solcs profunds, anomenats cissures.

Frontal: És el lòbul cerebral més gran del còrtex. Està situat a la part davantera, just darrere del front.

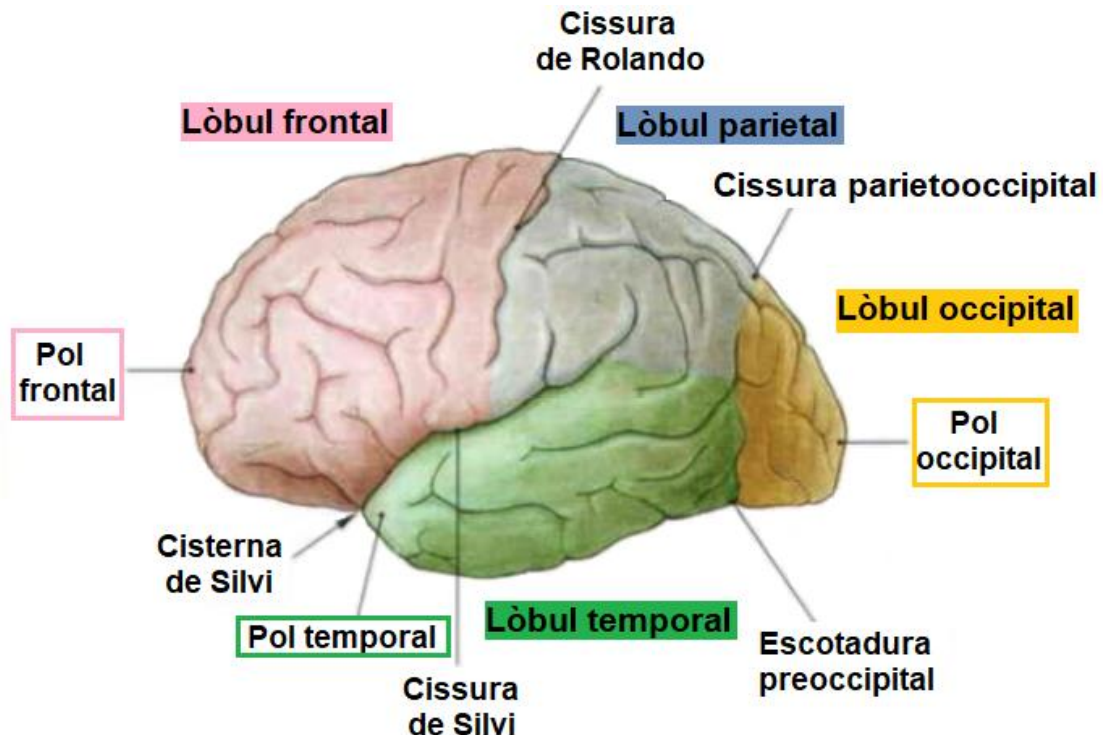


Figura 2.2: Lòbuls del cervell des del lateral dret. [3]

S'estén des de la part més anterior fins a la cissura de Rolando. És el centre de comandament i control del cervell. Està involucrat en la planificació, el raonament i la resolució de problemes, el judici i el control d'impulsos, i també en la regulació d'emocions i la conducta.

Parietal: Ocupa l'àrea compresa entre la cissura de Rolando i la part superior de la cissura parietooccipital. S'encarrega de la integració de la informació sensorial. Contribueix al processament del dolor i del tacte entre altres funcions.

Occipital: Està delimitat pels límits posteriors dels lòbuls parietal i temporal. S'ocupa principalment de la visió. Analitza aspectes com la forma, el color i el moviment per interpretar i treure conclusions de les imatges visuals.

Temporal: Queda separat dels lòbuls frontal i parietal per la cissura de Silvi i els límits del lòbul occipital. Intervé en el processament auditiu i del llenguatge. També està implicat en les funcions de memòria i en la gestió d'emocions.

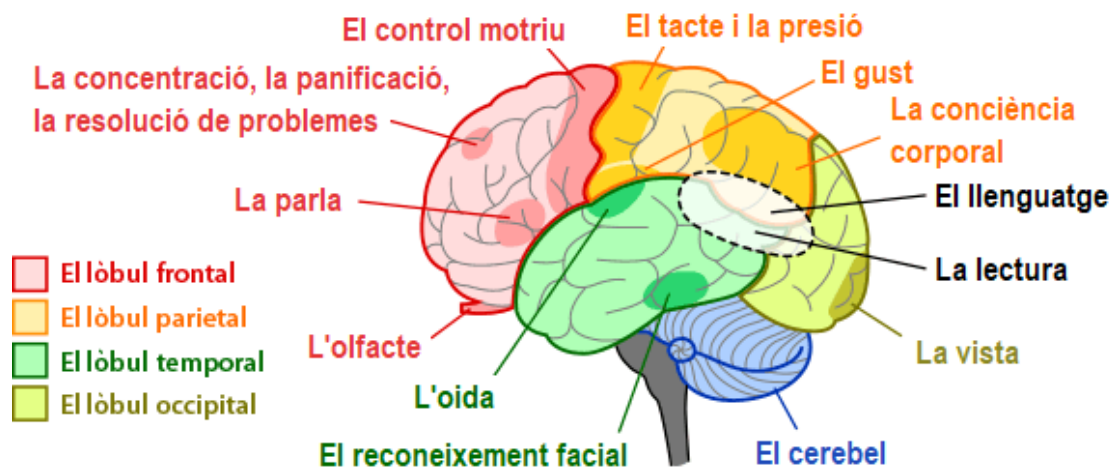


Figura 2.3: Àrees somatosensorials del cervell, des del lateral dret.

Podem destacar que l'escorça motora⁶, es troba al final del lòbul frontal. En aquest lòbul a l'hemisferi esquerre, en la circumvolució frontal inferior, hi ha l'àrea de Broca, que està relacionada amb l'expressió, amb la part motora de la parla, amb l'execució dels sons propis de cada llengua. Està situada prop de la zona de l'escorça cerebral motora que controla el moviment dels músculs del llavis, la llengua, el paladar i les cordes vocals.

L'escorça somatosensorial, tacte, gust, pressió, etc., es troba al principi del lòbul parietal i l'escorça visual es troba al final del lòbul occipital.

El lòbul temporal es responsabilitza bàsicament de les qüestions relacionades amb l'audició, però també té un paper important en el processament de la memòria i l'emoció. En aquest lòbul, a l'hemisferi esquerre, hi ha l'àrea de Wernicke, on es produeix la comprensió i la producció de significats. Està situada prop de l'escorça cerebral auditiva i visual.

L'àrea de Wernicke i l'àrea de Broca, estan connectades pel que s'anomena fascicle longitudinal superior.

Per entendre la diferència entre aquestes dues àrees, una lesió a l'àrea de Broca provoca, en la persona que la pateix, dificultats per comunicar-se perquè l'articulació de paraules és desorganitzada, en canvi, no té cap problema a l'hora de desxifrar un missatge. La capacitat de comprensió no ha quedat alterada, però la parla és lenta i laboriosa. En aquest cas parlarem d'afàsia d'expressió. [6]

En canvi quan hi ha una lesió a l'àrea de Wernicke la persona té serioses dificultats per poder entendre què diuen els altres quan parlen, però pot parlar. Així doncs, la persona no té dificultats per parlar però sí per articular un missatge coherent. En aquest cas es tracta d'una afàsia de recepció. [6]

⁶ En l'annex 8.2 es pot trobar de forma concreta totes les àrees somatosensorials.

2.2.2.2. Ganglis basals.

Són un grup de nuclis subcorticals que està format pels nuclis caudat, putamen, el globus pàl·lid, la substància negra i el nucli subtalàmic. Participen en el control de la funció motora i s'encarreguen d'ajudar a establir el to muscular normal així com a integrar els moviments automàtics semivoluntaris. [5]

2.2.2.2. Hipocamp.

És una estructura de capes senzilles de substància grisa, té un paper important en la consolidació de la memòria a curt i a llarg termini, així com en l'orientació espacial.

2.2.2.3. El còrtex del cervell.

Recobreix la superfície dels hemisferis cerebrals per un mantell de teixit nerviós, i està delimitat per diferents processos cognitius i funcionals. [7] També s'anomena substància gris, donat que està formada principalment pels somes de les neurones i les dendrites.

2.3. Les neurones i les cèl·lules glials

Les neurones són les unitats estructurals i funcionals del sistema nerviós, són les cèl·lules del teixit nerviós, la seva funció principal és transmetre els impulsos nerviosos. Estan formades per un cos cel·lular, anomenat soma, del qual es ramifiquen les dendrites i l'axó. Les neurones poden ser de tres tipus segons la direcció en què transmeten els impulsos nerviosos.

Les neurones sensorials o aferents són les cèl·lules nervioses que transmeten els impulsos cap a la medul·la espinal i l'encèfal.

Les neurones motores o eferents, en canvi, transmeten els impulsos des de l'encèfal i la medul·la espinal cap a la perifèria, és a dir, cap al teixit muscular.

Les neurones connectores o interneurons, condueixen els impulsos des de les neurones aferents cap a les neurones motores finals.

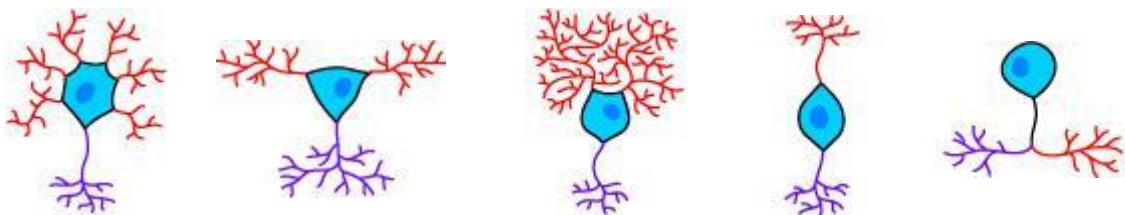


Figura 2.4: Morfologia de les neurones. [8]

Funció	Morfologia	Característiques
Motores	Multipolars	Tenen un axó i moltes branques dendrítiques. Es transmeten les senyals del SNC a altres parts del cos, com els músculs i les glàndules.
	Piramidals	Tienen un axó i dues branques principals de dendrites. Es troben en el còrtex motor i estan implicades en la cognició.
	Purkinje	Tenen un axó i una disposició de dendrites molt densa i complicada. Es troben en el còrtex cerebral, en el cerebel, tenen una gran recepció d'impulsos.
Conectores	Bipolars	Tenen un axó i una sola branca de dendrites. Passen les senyals d'una neurona a una altra, dins del SNC. Es poden trobar en els ganglis espinals, entre altres.
Sensorials	Unipolars	Tenen un axó i una dendrita que es ramifica en direccions oposades desde el cos de la cèl·lula. Passen senyals desde l'exterior del seu cos, como el tacto, juntament amb el SNC.

Taula 2.1: Funcions i morfologies de les neurones.

Les cèl·lules glials també formen el sistema nerviós, tot i que no tenen la capacitat de generar potencials d'acció perquè no tenen canals iònics dependents de voltatge, no només són suport físic de la xarxa neuronal, com un teixit connectiu, també poden participar en el processament de la informació: existeix la comunicació neurona-glia. Hi ha diferents tipus de cèl·lules glials i el conjunt forma la neuròglia.

Tipus	Funcions	Accions
Ependimòcit	Aïllament	Recobrir ventricles de l'encèfal i canal medul·lar intern
	Múltiple	Secreció i circulació del LCR ⁷ .
Astròcit	Suport	Mantenir la barrera de hematoencefàlica ⁸ .
		Mantenir l'homeòstasi cel·lular ⁹ de les neurones.
	Nutrició	Assegurar-los els nutrients adequats.
Cèl·lula de Schwann	Aïllament	Crear mielina.
Oligodendròcit		
Cèl·lula d'Hortega	Defensa	Prevenir l'acumulació de químics tòxics.
		Destruir els virus i els bacteris.
	Neteja	Desfer-se de les neurones mortes.

Taula 2.2: Tipus de cèl·lules glials.

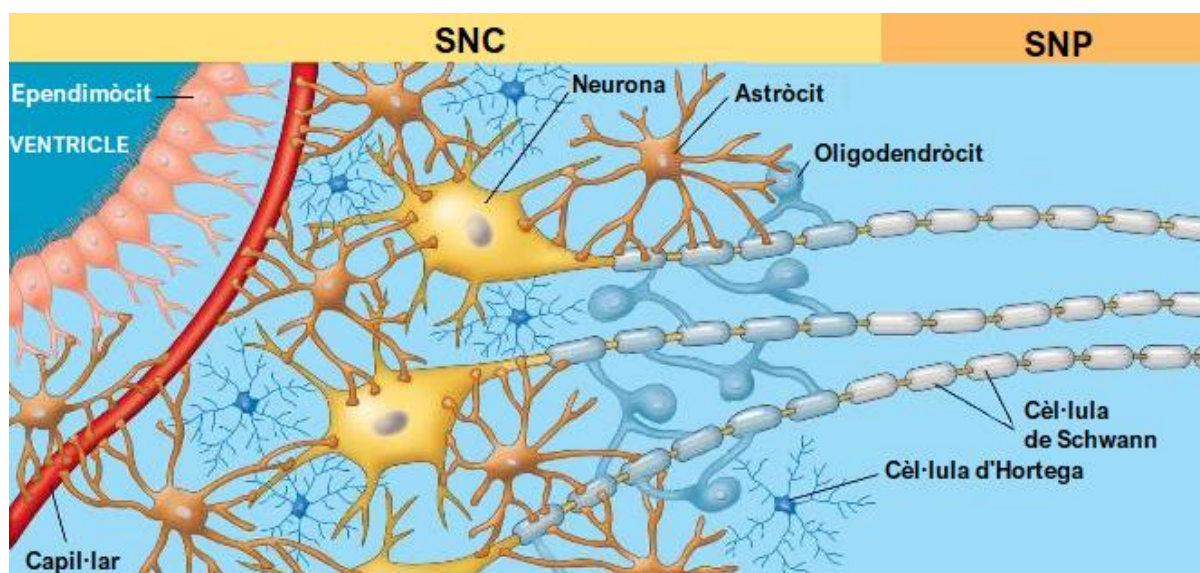


Figura 2.5: Distribució de les neurones i les cèl·lules glials.

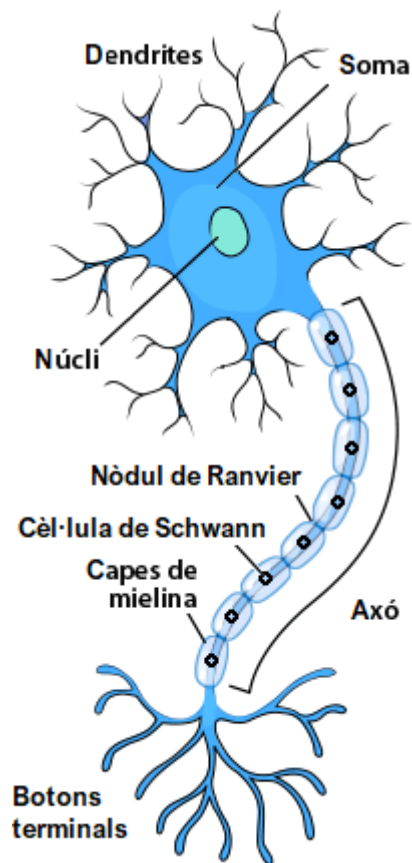
⁷ És un líquid transparent i incolor, protegeix l'encèfal i la medul·la espinal contra lesions químiques i físiques, transportar oxigen, glucosa i altres substàncies químiques de la sang, cap a les neurones i a la neuroglia.

⁸ Impedeix que els productes químics tòxics de la sang entrin al cervell.

⁹ Tendència al manteniment de l'equilibri i de l'estabilitat interns en els diferents sistemes biològics, des d'una cèl·lula.

2.3.1 Parts de la neurona.

Per poder entendre millor el funcionament de les neurones, analitzarem anatòmicament cadascuna de les parts que les compon.



Dendrites Són petites ramificacions prolongades que surten de les diferents parts del soma de la neurona. Acostumen a ser moltes les ramificacions que posseeix una dendrita, i la mida d'aquestes varien depenent de la funció de la neurona i del lloc en el qual se situï.

Núcli Com en totes les cèl·lules es on es troba l'ADN, és la part central de la neurona, està situada al cos cel·lular i s'encarrega de produir energia per al funcionament de la neurona.

Soma Anomenat també cos cel·lular, és la part principal on es troba el núcli. En aquest espai és on es fabriquen les molècules i es realitzen les activitats més importants per mantenir la vida de la neurona i cuidar les funcions de la cèl·lula nerviosa.

Axó És una altra part principal de la neurona, és una fina fibra nerviosa, prolongada del soma, encarregada de transmetre els senyals elèctrics entre les neurones, els axons del sistema nerviós

Figura 2.6: Estructura d'una neurona.
[8]

central, estan envoltats per mielina. Tenen terminacions nervioses que finalitzen en els botons sinàptics o terminal dels axons.

Mielina Substància de color blanquinós que es troba en el sistema nerviós de la neurona formada per proteïnes i lípids, recobreix les beines dels axons i les dendrites de les neurones quan entren en la substància blanca del sistema nerviós central¹⁰, forma una gruixuda capa amb efecte aïllant i que és capaç de transmetre els impulsos nerviosos més ràpidament. Aquesta substància és produïda per les cèl·lules de Schwann.

Cèl·lula de Schwann Són cèl·lules glials situades en el sistema nerviós perifèric i s'encarreguen d'acompanyar durant tot el seu desenvolupament i creixement a la neurona. Es troben recobrint les ramificacions o axons de la neurona i actuen com a membrana aïllant. Si es troben en el SNC s'anomenen oligodendròcits i varien la seva morfologia.

¹⁰ Procés, anomenat mielinització en el curs del qual les cèl·lules del sistema nerviós queden recobertes de mielina quan passen a la substància blanca del sistema nerviós central. Comença abans del naixement i continua fins al segon o al tercer any de vida.

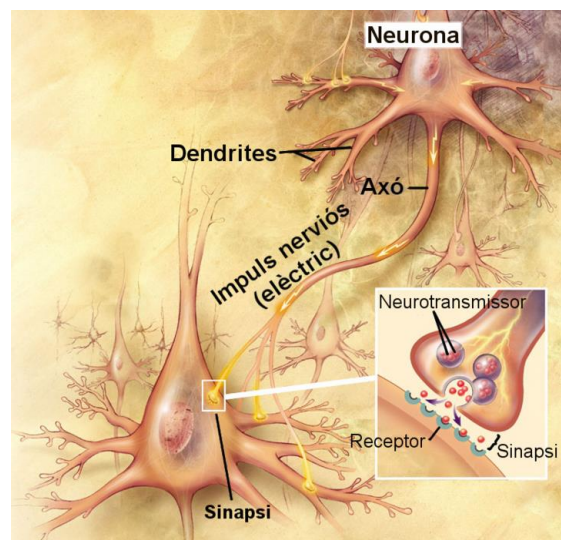
Nòdul de Ranvier És el buit o espai que hi ha entre cada beina de mielina de la prolongació de l'axó. L'espai entre cada beina és el just i necessari per a optimitzar la transmissió de l'impuls i que aquest no es perdi. La principal funció del Nòdul de Ranvier és facilitar la conducció i optimitzar el consum energètic.

Botons terminals Anomenats també terminal dels axons es troben als extrems del final de la neurona; la seva funció serà la unió amb altres neurones per poder formar les sinapsis. És on s'emmagatzemen els neurotransmissors, en petits emmagatzematges anomenats vesícules.

2.3.2. Transmissió de senyal.

Un cop comprés el funcionament i la funció de les neurones, en aquest apartat explicarem el funcionament de la seva comunicació.

La sinapsis és la transmissió dels impulsos nerviosos de les dendrites d'una neurona a l'axó d'una altra neurona, o entre les terminacions nervioses d'una neurona motora i una fibra muscular. mitjançant càrregues elèctriques a una velocitat d'un microsegon i una freqüència d'unes 500 vegades per segon.



La transmissió de la senyal, es basa en la generació de potencials d'acció¹¹. Això és possible perquè la membrana plasmàtica de les neurones està polaritzada, hi ha una càrrega elèctrica negativa a l'interior de la membrana plasmàtica respecte a l'exterior.

Figura 2.7: Transmissió de l'impuls nerviós.

A la part externa s'hi manté una concentració superior de sodi (Na^+) i calci (Ca^{2+}) i, a la interna, de potassi (K^+). En conjunt fa que hi hagi més ions positius a l'exterior i més ions negatius a l'interior. La diferència de potencial és d'uns -70 mV , l'anomenat potencial de repòs o potencial de membrana.

Aquest potencial es manté constant gràcies a un mecanisme bioquímic anomenat bomba de sodi-potassi on surt sodi i entra potassi. Però quan s'aplica un corrent estimulator d'una altra neurona, es produeix una inversió de la polaritat.

Primer els ions de potassi penetren a la cèl·lula i redueixen la càrrega negativa i la membrana es torna permeable al sodi, fent que hi entri en gran quantitat. El sodi,

¹¹ Anomenat també impuls nerviós, és el conjunt de breus processos fisicoquímics i són l'estadi inicial de l'activitat funcional elemental d'un nervi, d'una neurona o d'una de les seves parts, per mitjà dels quals es duen a terme els fenòmens de conducció i transmissió en el sistema nerviós, el seus recorreguts reben el nom de vies neuronals ja que passen a través de les neurones.

en entrar, neutralitza el potencial, però si aquest és prou intens s'origina un desequilibri i augmenta el nombre d'ions positius a l'interior de la cèl·lula. Així s'origina una càrrega positiva, anomenada potencial d'acció, que és d'uns +50 mV.

Els neurotransmissors són les substàncies químiques, com per exemple el glutamat, l'adenosina, la serotonina, la dopamina, les endorfines o l'àcid gamma-aminobutíric (GABA), que s'encarreguen de dur la informació a través de les neurones. Tenen la funció de transmetre o inhibir l'impuls nerviós per mitjà de la sinapsi neuronal.

Un cop s'arriba a aquest potencial en una zona de la neurona, es propaga per l'axó amb un intercanvi d'ions en els nòduls de Ranvier. Però l'amplitud del potencial d'acció és autolimitada, ja que una excessiva concentració de sodi a l'interior de la neurona origina l'expulsió de potassi. Els canals de sodi encara queden tancats i fan que el potencial d'acció es mogui en un sol sentit esdevenint l'impuls nerviós.

Més tard, els ions de sodi tornen a sortir i la neurona és repolaritza, la qual rere un període refractari pot repetir el procés que transmet informació entre les neurones.

3. EEG

L'electroencefalograma és una paraula d'origen grec, formada per quatre paraules i etimològicament significa “dibuix elèctric de dins del cap”¹². Es el registre de les senyals elèctriques que emet el cervell, concretament els axons de les neurones, per mitjà d'elèctrodes que es col·loquen al cuir cabellut, és a dir, sobre el cap.

En 1870, Fritsch i Hitzig, metges militars de l'exèrcit prussià, van estimular amb corrents galvànics àrees laterals del cervell i van comprovar que produïen moviments al costat oposat del cos.

Al 1875 Caton va informar a la British Medical Association d'Edimburg [9] que havia utilitzat un galvanòmetre per observar els impulsos elèctrics generats en les superfícies dels cervells vius de conill i de mico [10] i al 1890 Ernst Fleischl von Marxow ho va fer en cervells de gos.

Entre 1913 y 1925, Prawdycz-Neminski va recollir amb un galvanòmetre de corda oscil·lacions de potencial en el cervell de gos, diferenciant dos tipus d'ones: de 10-15 c/seg y de 20-32 c/seg. Fins aleshores tots els experiments es feien sobre cervells descoberts i en aquest cas es va registrà activitat a través del crani. [11]

Finalment al 1924 Hans Berger va realitzar el primer EEG en el còrtex de un jove de 17 anys durant una operació i al 1929 després amb altres registres, en va publicar els resultats, utilitzant els conceptes de ones alfa i beta. [11][12]

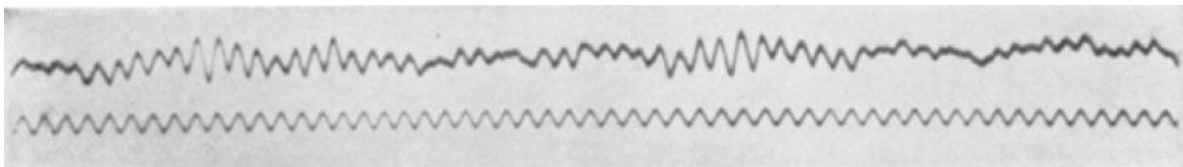


Figura 3.1: Primera imatge publicada d'un EEG realitzat a una persona.

El 1934, Fisher i Lowenback van demostrar per primera vegada senyals característiques en de l'epilèpsia. L'any 1935, Gibbs, Davis i Lennox van descriure aquests patrons d'ones durant convulsions clíniques.

En 1941, Jasper, Penfield y Erickson, aconseguïen que l'EEG sigui considerat un instrument indispensable de control per a l'estudi experimental i clínic dels processos cerebrals.

El els primers laboratoris clínics d'EEG es van establir als Estats Units a la dècada de 1930 i 40. El 1947, la American EEG Society, més tard es va fundar la Societat Americana de Neurofisiologia Clínica. [13]

¹² electro (ἤλεκτρον) + (en (ἐν) + cefal(o) (κεφαλή)) + grama (γράμμα): ἤλεκτρον, (elektron) ambre (per la facilitat amb la que genera electricitat estàtica en fregar-lo), ἐν, (en) dins, κεφαλή, (kephalé) cap, γράμμα, (grámma) escriure/dibuixar.

3.1. Funcionament

Per poder captar aquestes senyals elèctriques, com que el potencial es de valors de microvolts, es necessari una amplificació de senyal i actualment un convertidor A/D o bé un nucli de control, per tal de poder visualitzar-les en dispositius electrònics.

Com hem vist cada neurona genera activitat elèctrica, l'EEG el que fa és captar a través de cada elèctrode col·locat sobre el cuir cabellut, l'activitat cortical síncrona que generen grups de milers de neurones cerebral que hi estan orientades de manera similar. La majoria de l'activitat elèctrica recollida a l'EEG és generada per grups de neurones piramidals que es troben principalment a les capes tres i cinc de l'escorça cerebral.

Els potencials d'acció són massa curts per registrar-los, per aquest motiu, l'activitat elèctrica representa la suma dels potencials postsinàptics inhibidors o excitadors.

Aquesta activitat es pot representar com un camp d'un dipol, com un imant. La direcció del flux d'energia, és paral·lel a l'orientació de les cèl·lules piramidals que generen l'activitat. Els dipols negatius tenen una sensació màxima quan són perpendiculars a i es dirigeixen directament a la posició dels elèctrodes de gravació. En aquest cas, l'extrem positiu és subcortical i només es pot gravar amb elèctrodes de profunditat. [13]

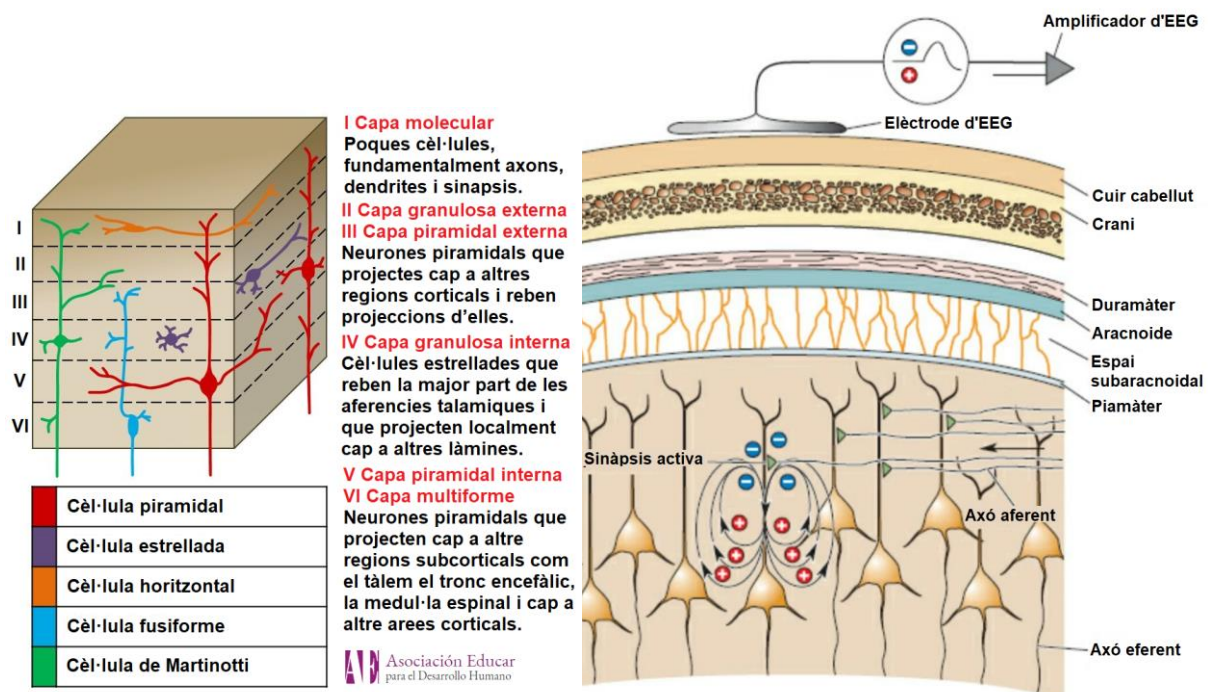


Figura 3.2: A la dreta les capes del còrtex cerebral i a l'esquerra la representació de l'obtenció de l'activitat elèctrica.

3.2. Sistemes de posició dels elèctrodes

Per poder col·locar correctament els elèctrodes, al llarg del temps s'han anat establint sistemes internacionals que estableixen de forma concreta la posició de cada elèctrode.

El primer sistema internacional va ser el 10 - 20 (Jasper, 1958). Pensat per a l'ús clínic, on també s'empra per al càlcul de ERPs. El nombre d'elèctrodes per aquest sistema és de 21 (comptant l'elèctrode de referència).

Tot i això, l'avanç de mètodes topogràfics i l'avançament d'EEG multicanal, necessitaven una estandardització amb més canals. Per tant, el 1985 es va proposar una ampliació al sistema original de 10 - 20, el sistema va suposar un augment de 21 a 81 elèctrodes (Chatrian, 1985). També conegut com el "sistema del 10%".

Posteriorment es va reconèixer com a sistema 10 - 10, es va modificar i ajustar a 64 elèctrodes (Nuwer, 1987). Està acceptat a la International Federation of Clinical Neurophysiology (IFCN).

Posteriorment ha estat modificat obtenint 75 elèctrodes i està acceptat i actualment aprovat com a estàndard de la American Clinical Neurophysiology Society. [16]

Posteriorment va sortir el sistema 10 - 5 [15], amb fins a 345 canals, en aquest cas, els contorns del cap i el cervell es modelen després de Chatrian al 1988.

En la següent imatge, podem veure representat el sistema 10 - 20 com els cercles negres, la primera ampliació, el sistema 10 - 10, afegint els cercles grisos i finalment la darrera, el sistema 10 - 5, amb els cercles blancs, disposant de 128 canals, quantitat força emprada, ampliable amb la resta de canals, del sistema que queden representats amb punts negres. [14][15][16]

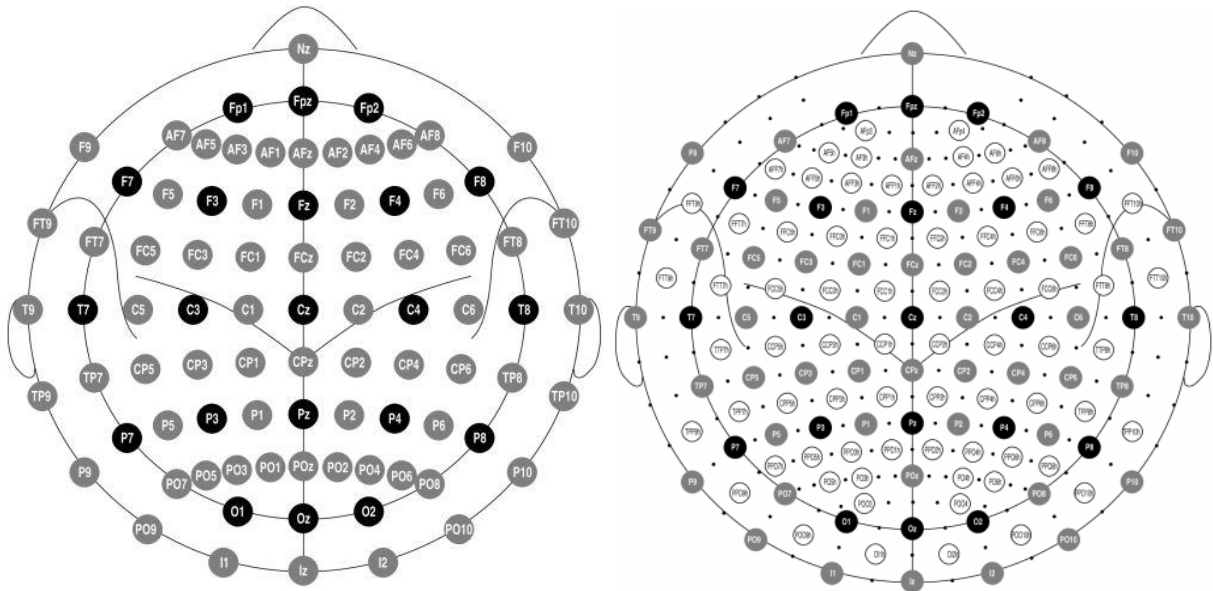


Figura 3.3: A la dreta les posicions del sistema 10 - 20 i a l'esquerra les del sistema 10 - 10 mostrant amb punts el 10 - 5.

Actualment, hi ha un nombre elevat de derivats diferents tant pel que fa al sistema 10 - 20 com el 10 - 10, fet que fa que no hi hagi un sistema estàndard inequívoc. Per aquest motiu s'ha publicat el "sistema il·lustrat amb ambigüitat" (UI) com a un estàndard sense ambigüitats, arribant doncs a un sistema 10 - 20, un de 10 - 10 i un de 10 - 5, complementant respectivament els diferents sistemes establerts.

El motiu de la denominació de sistema 10 - 20, 10 - 10 i 10 - 5 respectivament fa referència al percentatge de separació entre la col·locació de cada d'elèctrode.

Pel que fa al sistema 10 - 5. [15] Només 329 es consideren estandarditzades, de les quals 9 poden interferir amb els ulls. També s'ha de tenir en compte l'espai que els elèctrodes ocupen per tal de que no s'encavalquin entre ells i puguin ser funcionals així com que no molestin l'àrea dels ulls, això reduiria el nombre a 241.

Finalment, si considerem que la doble simetria, dreta-esquerra i dalt-baix, en la posició dels elèctrodes, aleshores el nombre d'elèctrodes que compleixen tots els requeriments queda reduït a 189.

El sistema UI 10 - 5, parteix de 329, i seguint els mateixos requeriments, es redueix a 185. Els diferents filtres que han passat els sistemes 10 - 5, es reflecteixen en la següent imatge, on en aquest cas és del sistema UI.

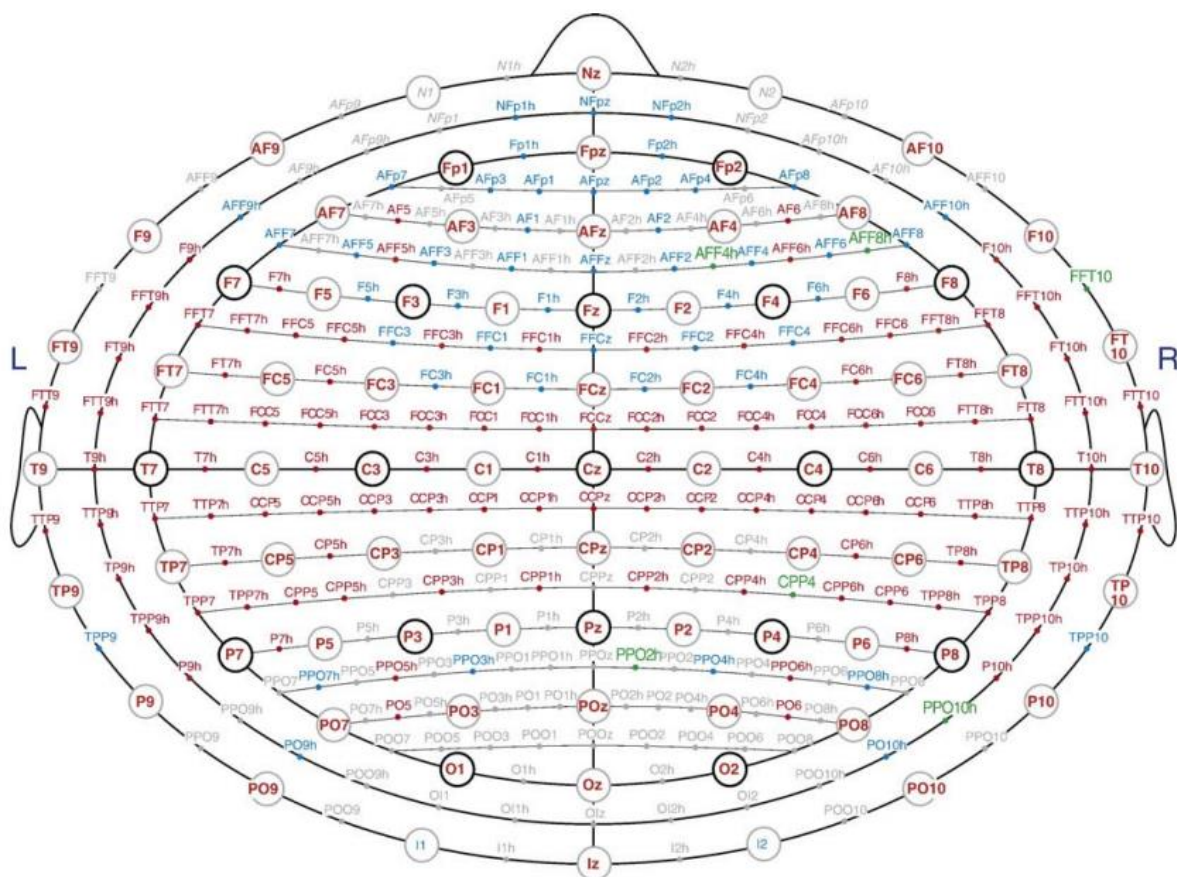


Figura 3.4: Sistema 10 – 5 mostrant les restriccions que presenta.

En gris i helvètica trobem els 12 punts que probablement estan posats als ulls. Els altres 76 punts en gris són els elèctrodes que se sobreposen. En vermell 185 punts que conserven la doble simetria. En blau 50 punts que només conserven la simetria dreta-esquerra. En verd 6 punts sense simetria.

Podem veure un recull dels diferents sistemes en la següent taula així com del sistema proposat UI. [14]

System	Number of standard positions	Additional implicated positions	The most reliable source
Jasper's 10/20	19 (25 if A1, A2, Cb1, Cb2, Pg1, and Pg2 are included)	Nz, Iz, right and left preauricular points, Fpz, Oz, C5, C6, (A1, A2, Cb1, Cb2, Pg1, Pg2)	Fig. 6 in Jasper (1958)
Chatrian's 10/10	81	Right and left preauricular points	Figs. 1 and 2 in Chatrian et al. (1988)
IFCN 10/10	64	Iz, right and left preauricular points, electrode positions on and below 0% axial reference curve	Fig. 1 in Nuwer et al. (1998)
ACNS 10/10	75		Fig. 7 in Klem et al. (1999)
Oostenveld's 10/20	21		Fig. 1 in Oostenveld and Praamstra (2001)
Oostenveld's 10/10	85		Fig. 1 in Oostenveld and Praamstra (2001)
Oostenveld's 10/5	320	Nine positions that may interfere with the eyes	Fig. 2 in Oostenveld and Praamstra (2001)
UI 10/20	19		Fig. 6 of this manuscript
UI 10/10	81		Fig. 6 of this manuscript
UI 10/5	329		Fig. 6 of this manuscript

Taula 3.1: Esquema dels diferents sistemes de posicions d'elèctrodes.

Malgrat tot, segons el nombre d'elèctrodes, referits també com a canals, desitjat per a cada estudi concret s'acaba fent una combinació dels diferents sistemes o bé alguna variació per aconseguir-los¹³.

¹³ Podeu trobar més models estàndards en aquesta web <https://www.easycap.de/wordpress/wp->

Pel que fa a la nomenclatura també hi ha una estandardització, per entendre la dinàmica en el sistema 10 -20 i 10 - 10, es pot aplicar la següent lògica¹⁴.

	Nomenclatura		Nomenclatura		Núm. o lletra	
Fp	Prefrontal	AF	Antero-Frontal	+	dret	Parell
F	Frontal	FT	Frontal-Temporal			
T	Temporal	FC	Frontal-Central		esquerra	Senar
C	Central	TP	Temporal-Parietal			
P	Parietal	CP	Central-Parietal			
O	Occipital	PO	Parietal-Occipital			
Cb o I	Cerebel·lar				interhemisfèrica	z¹⁵

Taula 3.2: Estructura de la nomenclatura del sistema 10-10.

Partint sempre del centre, a la banda dreta, podem veure com hi ha els nombres senars de l'1 al 9, mentre que a l'esquerra hi ha els parells del 2 al 10.

Pel que fa a la combinació de nomenclatures, en columna de la dreta podem observar com la de més amunt marca la preferència¹⁶. En la següent figura, es mostra les zones i les combinacions que s'han fet servir a l'hora de posar nom als elèctrodes.

En color vermell podem observar la zona central, la zona zero, i com aquesta comparteix totes les àrees excepte la temporal, ja que està situada als laterals. Primer de tot, en verd, tenim l'àrea frontal, on tenim les dues úniques excepcions de la nomenclatura, que limita amb la temporal pels costats, blau, i amb la central pel mig. Aquestes dues àrees, limiten respectivament amb la

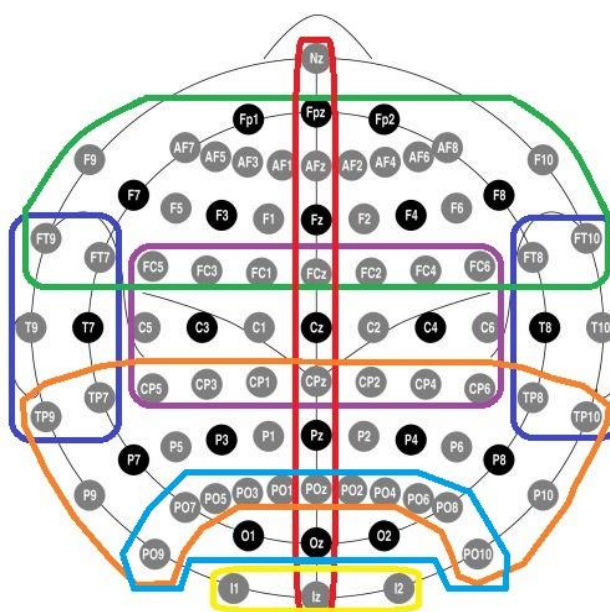


Figura 3.4: Sistema 10 - 20 visualització de la relació entre lòbuls i nomenclatura

<content/uploads/2018/02/Easycap-10-based-electrode-layouts.pdf>

¹⁴ Per veure el llistat de totes les combinacions, es poden trobar a l'annex 8.1.

¹⁵ Es va decidir posar la "z" en referència al "zero", indicador de centre, per evitar confusions entre el número "0" amb la lletra "O".

¹⁶ Per exemple, l'elèctrode entre F i T, es diu FT.

parietal, taronja, s'aprecia com limita amb l'occipital, blau fluix, finalment trobem l'àrea cerebel·lar.

Pel que fa al sistema 10 - 5, la nomenclatura segueix mantenint la mateixa prioritat a l'hora de fer combinacions verticals. A excepció dels elèctrodes entre Fp i AF, que es denomina AFp i els que es troben entre PO i O, que són POO.

En aquest cas els elèctrodes que es troben en la mateixa horitzontal que un altre, partint del zero rep el nom del que té més a prop amb una "h"¹⁷. Tots aquests elèctrodes es llegeixen com "a meitat de camí de" i el nom de l'elèctrode corresponent.

A continuació podem veure la distribució en tots els plans representatius. Mantenint que els cercles negres pertanyen al sistema 10 - 20, els grisos al 10 - 10 i els blancs al 10 - 5.

Podem observar com, entre cada punt negre hi ha 20% en tots els plans, i 10% amb els punts de referència Nz i Iz.

Els cercles grisos també estan a 20% entre si, però a 10% del negres, fent que hi hagi sempre un 10% entre cada elèctrode.

Pel que fa als punts blancs estan a 5% entre ells o respecte els grisos o negres.

¹⁷ En aquest cas "h" fa referència a "half", indicador de "meitat de camí", per facilitar la seva escriptura, ja que en els teclats ASCII no existeix una tecla per introduir l' ½, tot i que hi estigui recollit segons la norma ISO 8859, a més, podria portar problemes a l'hora d'internacionalitzar-lo. [14]

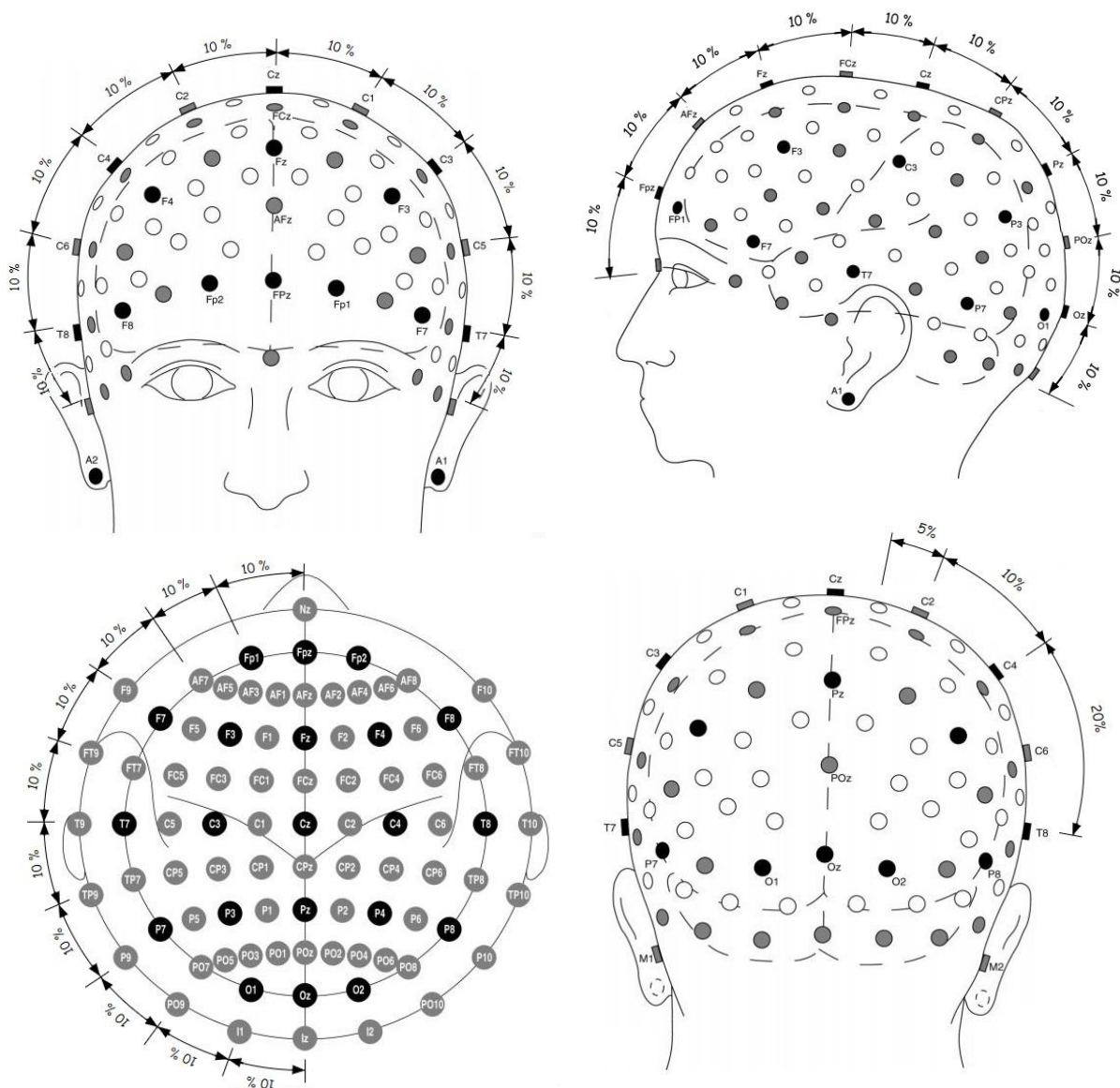


Figura 3.5: Sistema 10 - 20 amb els angles entre els respectius elèctrodes i respecte el sistema 10 - 10 i 10 - 5.

Tots tres sistemes tenen en comú els punts de referència, que no elèctrode de referència, per establir la posició dels canals del sistema, que consisteixen en Nz, Iz i Cz. Tots tres són punts craneomètrics medians i imparells.

Elèctrode	Nom	Situació
Nz	Nasi	Punt somàtic sagital situat a l'arrel del nas.
Cz	Vertex	Punt més superior de la sutura interparietal.
Iz	Ini	Correspon al vèrtex de la protuberància occipital externa.

Taula 3.3: Nomenclatura de l'elèctrode, nom i posició dels punts craneomètrics.

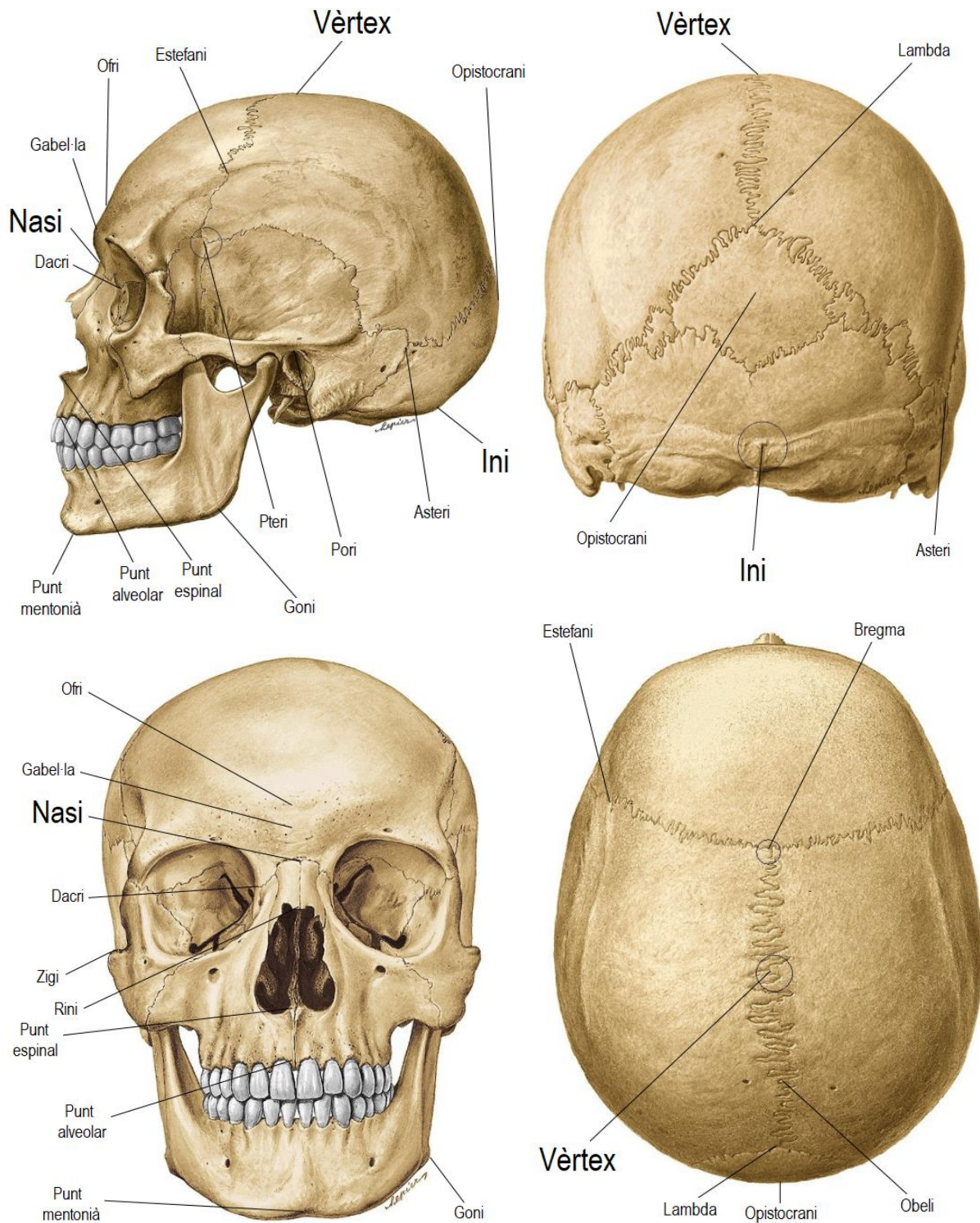


Figura 3.6: Punts craniomètrics. [3]

3.3. Tipus d'elèctrodes

Actualment, per tal de poder fer les lectures de l'activitat neuronal hi ha tres nivells d'estudi segons si la intencionalitat de l'estudi. Podem diferenciar les tècniques següents tècniques.

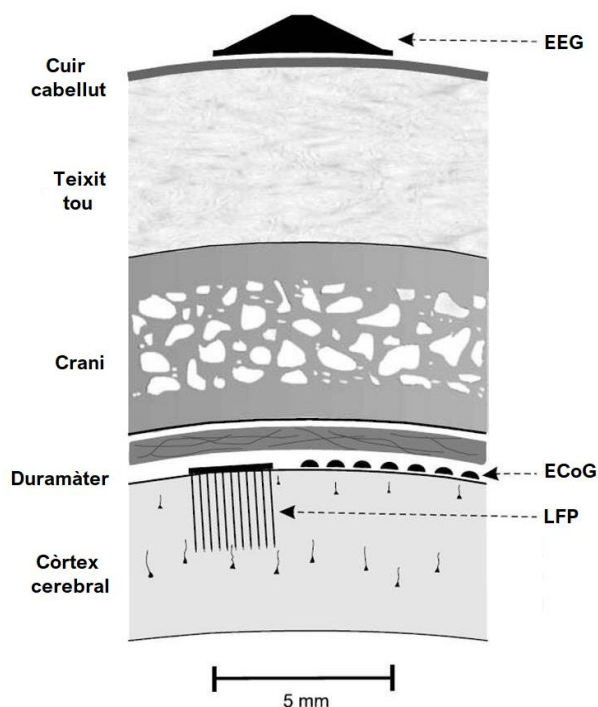


Figura 3.7: Sistema 10-20 visualització de la relació entre lòbuls i nomenclatura.

EEG: És el registre dels elèctrodes que es col·loquen sobre el cuir cabellut.

ECoG: Es refereix a “electrococleografia”, quan consisteix en les lectures dels elèctrodes timpànic. En canvi es refereix a “electrocorticografia”, quan consisteix en el registre de la malla d’elèctrodes col·locats sobre o sota de la duramàter, on ha estat necessària una operació neuroquirúrgica.

SEEG: Registre subcortical en que es fan servir elèctrode de profunditat. LFP són microelèctrodes que permeten captar els potencials d’acció i altres fluctuacions derivades. [17]

MEG: Es el registre que utilitzen els SQUID per mesurar petits camps magnètics fora del crani. [17]

També hi ha altres elèctrodes que registres senyals elèctriques d’altres parts del cervell.

EOG: És el traçat obtingut amb l'enregistrament gràfic dels canvis de potencial estable produïts durant els moviments oculars, l'adaptació a la llum, etc.

ECG: És el traçat obtingut amb l'enregistrament gràfic de l'activitat elèctrica del cor.

EMG: És l'enregistrament gràfic dels canvis de potencial i l'activitat elèctrica que es produeixen durant la contracció muscular.

3.3.1. Elèctrodes EEG.

Segons les característiques dels elèctrodes es poden classificar en tres paràmetres diferents, segons la col·locació d’aquests; a la vegada hi ha un ventall dins de cada un en quant a estructura.

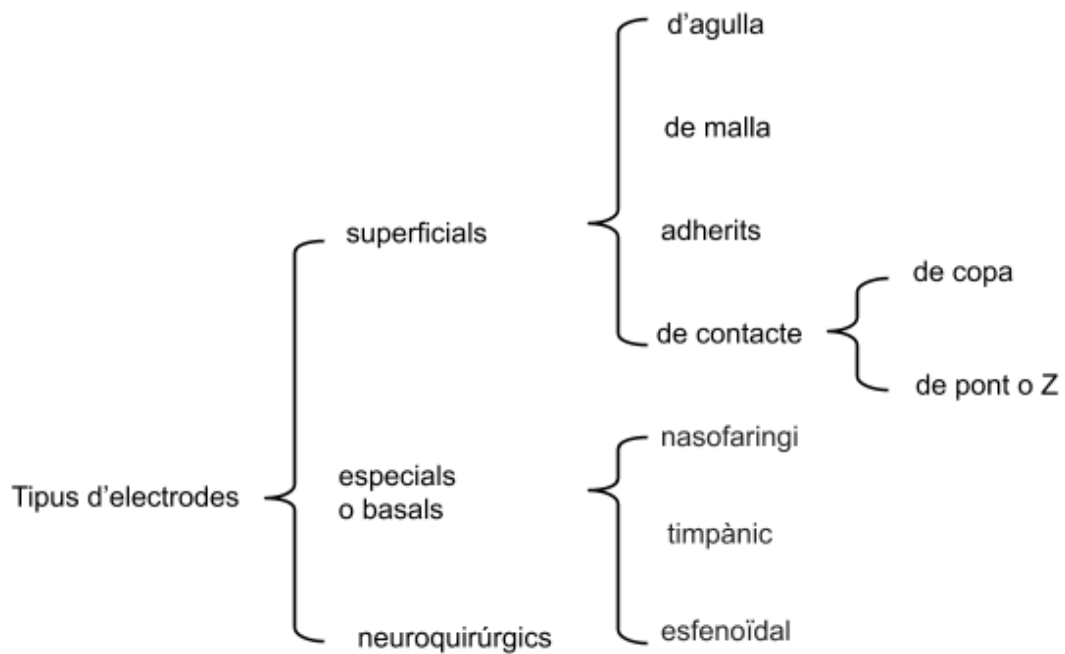


Figura 3.8: Esquema de la classificació dels elèctrodes.

3.3.1.1. Neuroquirúrgics.

Són tots aquells elèctrodes en els que cal una intervenció quirúrgica per a la seva col·locació. El registre dels elèctrodes corticals es l'ECOG, mentre el dels subcorticals, que fan servir el principi de LFP, es el SEEG.

Aquests elèctrodes s'utilitzen exclusivament per a usos mèdics, i majoritàriament com a tractament per a casos d'epilèpsia tot i que també puguin derivar a BCI. Tenen l'avantatge de poder registra senyals de neurones situades en més profunditat així com registrar una senyal més neta, sense soroll extern.

3.3.1.2. Especials o basals.

En aquest cas, s'aconsegueix la col·locació dels elèctrodes a nivell cortical o subcortical amb l'avantatge de que no és necessària una intervenció quirúrgica. S'anomenen especials o basal perquè no s'apliquen a la part superior del cervell com la resta, sinó a la part basal, és a dir, la part inferior. Permeten accedir a zones en les que resulta més difícil d'accedir per altres elèctrodes.

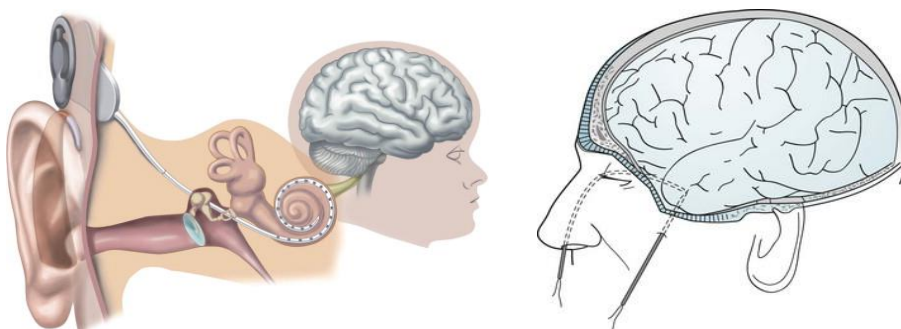


Figura 3.9: A la dreta elèctrode timpànic i a l'esquerra el nasofaríngic i l'esfenoïdal.

Timpànic: Són elèctrodes corticals que s'utilitzen per als implants o registres coclears anomenats timpanococleografia i també ECoG. Es fa servir per detectar i/o resoldre problemes auditius com la hipoacúsia, que és la pèrdua de la capacitat auditiva parcial, o la malaltia de Ménière¹⁸. [18][19]

Esfenoïdal: Es fan servir per explorar la zona epilèptica del pacient de forma no invasiva, el registre es fa tant amb EEG com amb SEEG, ja que poden arribar a nivell subcortical. Són agulles hipodèrmiques d'uns 5 cm de llarg i la seva col·locació es pot fer amb braços automatitzats. [20] Reben aquest nom pel fet que s'introdueixen per arribar a la superfície lateral de l'ala de l'os esfenoide.

Nasofaringi: S'insereixen per les fosses nasals i pugen per la faringe posterior fins arriba rere l'os on dins es troba la superfície medial del lòbul temporal, que es on es troba l'origen d'algunes convulsions. [21] Els registres es fan amb EEG.

3.3.1.3. Superficials.

Finalment l'ús d'aquests elèctrodes té usos més variables, des de usos clínics passant per la recerca fins arribar a usos lúdics. Es col·loquen sobre el cuir cabellut i normalment acaben per cobrir-lo al complet, registrant senyals de varis elèctrodes en una EEG.

Poden servir tant per a la monitorització com per a l'estimulació. Hi ha elèctrodes que estan pensats per ser compatibles amb l'ús de MRI. Segons els seu principi de funcionament es poden dividir en dos grups de dos. Com a elèctrode de referència s'acostuma a fer servir una pinça per a l'orella.

Elèctrodes humits: Acostumen a ser de Ag/AgCl i necessiten un gel, que de vegades omple una petita espongeta, o pastilla electrolític com a conductor entre la pell i l'elèctrode. S'acostuma a necessitar l'ús d'una xeringa corbada per poder introduir-lo correctament.

Elèctrodes secs: Consisteixen d'un sol metall que actua com a conductor entre la pell i l'elèctrode. Aquest material generalment és acer inoxidable.

Elèctrodes passius: La senyal que reben es transmet directament a través del cable de connexió fins al nucli de control, on es processa, filtra i/o amplifica la senyal. [22]

Elèctrodes actius: Disposen d'un mòdul on es troba el propi elèctrode que permet fer una primera amplificació de la senyal que permet eliminar el soroll que s'acumula fins que el cable arriba al nucli de control. Segons si l'elèctrode té contacte directe o amb el cuir cabellut o bé amb el cabell el circuit d'amplificació variarà.

¹⁸ Segons el CIE-11; trastorn crònic, que provoca un edema endolimfàtic a l'oïda interna. Es caracteritza per episodis recurrents de vertigen espontani que dura des de minuts fins a un dia, amb una sensació de plenitud i el tinnitus a l'orella afectada, amb pèrdua d'audició neurosensorial fluctuant ipsilateral en les freqüències baixes o baixes i mitjanes.

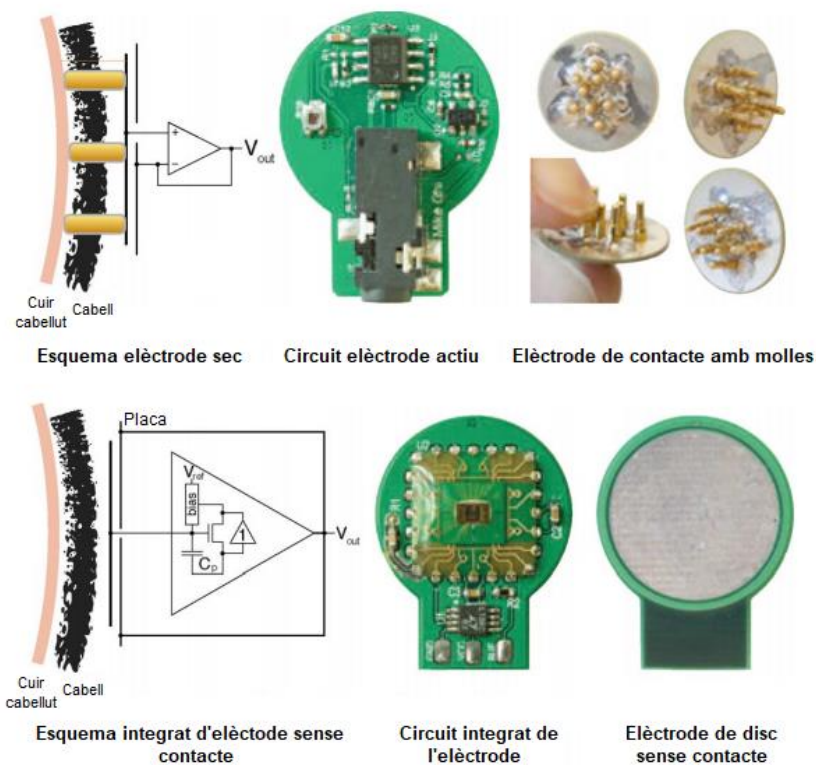


Figura 3.10: Elèctrodes secs actius; a dalt de contacte, a baix sense contacte.

En aquesta imatge mostrem uns exemples dels elèctrodes actius secs segons si estan en contacte directe amb el cuir cabellut, o amb el cabell. [23]

Independentment del seu funcionament, podem trobar la següent classificació dels tipus d'elèctrodes superficials.

3.3.1.3.1. Sistema d'agulla.

Com els elèctrodes esfenoïdals consisteixen en agulles. En aquest cas de 13-18 mm de llarg i amb un \varnothing de 0'20-0'40 mm. Tot i que els seus registres són subdèrmics, es consideren elèctrodes superficials. S'utilitzen quan es vol fer estímuls externs i ofereix un registre més net.

3.3.1.3.2. Sistema de contacte.

Són els sistemes anteriors a l'aparició del sistema de malla que permeten fer un estudi general de les senyals EEG del cuir cabellut.

De copa: Són petits tubs d'Au, Ag o Ag/AgCl que s'enrosquen a suports de plàstic i s'acostumen a humitejar amb solució salina, per millorar la seva impedància. Generalment no estan pensats per a registres de llarga duració, ja que generen molèsties al pacient.

La seva col·locació és fàcil i tenen la peculiaritat que es connecten amb pinces de cocodril. Inicialment era necessari l'ús d'unes bandes elàstiques per a la seva subjecció, mentre que ara ja n'hi ha; d'autoclavables, que es fixen amb col·lodió i

que utilitzen un adhesiu o una pasta conductora. Els que són d'un sol ús, són de plàstic i els recobreix una capa de conductor esmentat. També n'ha que estan sinteritzats¹⁹ i recoberts amb plàstic.



Figura 3.11: Elèctrodes de copa, d'esquerra a dreta d'un sol ús, d'aranya, encapsulat, de pinça, d'Ag/AgCl, d'Ag, d'Au i mida infantil.

De pont o Z: Consisteixen en elèctrodes formats per un disc de Ag/AgCl de 10 mm de \varnothing que es recobreixen amb una capa de feltre subjectada amb una anella de goma al seu encapsulat de plàstic. Reben el nom per la semblança que té la forma de l'encapsulat.

Els de pont estan compostos per la peça que conté l'elèctrode, que s'anomena elèctrode de bolet, i el suport de plàstic que permet subjectar-se mitjançant tubs de plàstic que acaben formant un reixat. El cable s'enrosca o encaixa al suport i en el seu extrem es connecta el cable. En el cas dels Z, són una sola peça i el suport consisteix en cintes. El cable es connecta de forma transversal. La part metàl·lica a on es connecta el cable de vegades és d'Au.

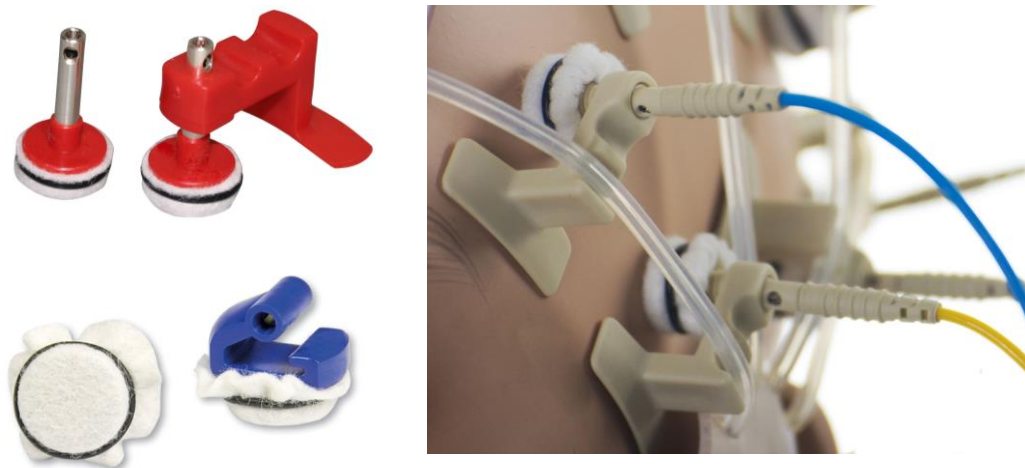


Figura 3.12: A l'esquerra en vermell l'elèctrode de bolet i de pont en blau de Z. A la dreta els elèctrodes de pont col·locats amb els tubs de plàstic.

¹⁹ Aglomeració de pólvores metàl·liques per acció de la calor i de la pressió a fi d'obtenir una peça emmotllada..

3.3.1.3.3. Adherits.

Consisteixen en elèctrodes s'enganxen gràcies a una capa adhesiva, a la pell o en el nostre cap al cuir cabellut. Es componen per una capa adhesiva, una pel·lícula o bé un petit botó metàl·lic recobert amb un gel conductor. Acostumen a ser d'un sol ús i és més habitual el seu ús en EMG.



Figura 3.12: Elèctrode adhesiu.

També poden ser petits discs metàl·lics de 5 mm de \varnothing que s'adhereixen amb pasta conductora i es fixen amb col·loidó, que és un material aïllant i tenen baixes impedàncies.

3.3.1.3.4. Sistema de malla.

Són els més moderns i cada vegada van substituint als altres en la majoria dels camps per la seva comoditat i practicitat. Consisteix en un casquet, semblant al que podria ser per exemple un de waterpolo, que pot ser de diferents mides i que porta uns forats en les posicions dels elèctrodes per poder agilitzar el procés de col·locació. En cadascun d'aquests forats hi va un elèctrode. Segons el nombre d'elèctrodes que es vulguin fer servir varia el nombre de forats d'aquesta malla.

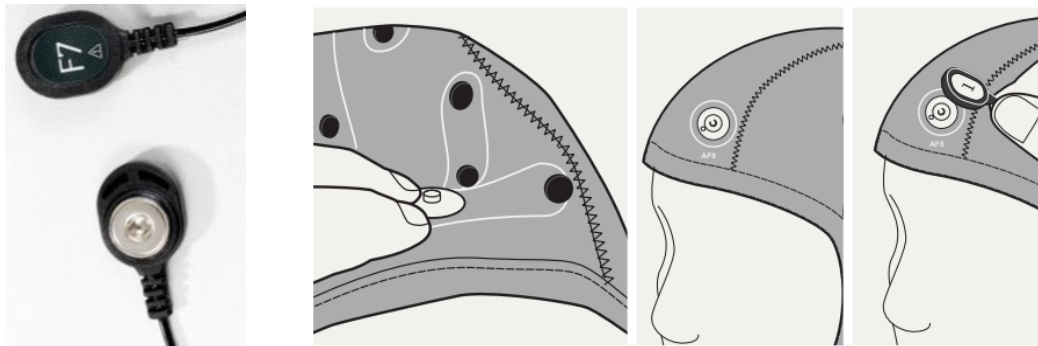


Figura 3.13: A la dreta cable de connexió amb sistema de fermall de pressió. A l'esquerra pas a pas la col·locació dels elèctrodes de malla.

Es poden fer servir elèctrodes secs o humits i que estan compostos per dues parts que acostumen a encaixar per mitjà de fermalls de pressió. Per una banda hi ha l'elèctrode mentre que per l'altra hi ha el cable de connexió.

També hi ha malles que són compatibles amb els elèctrodes anteriors com per exemple els de copa.

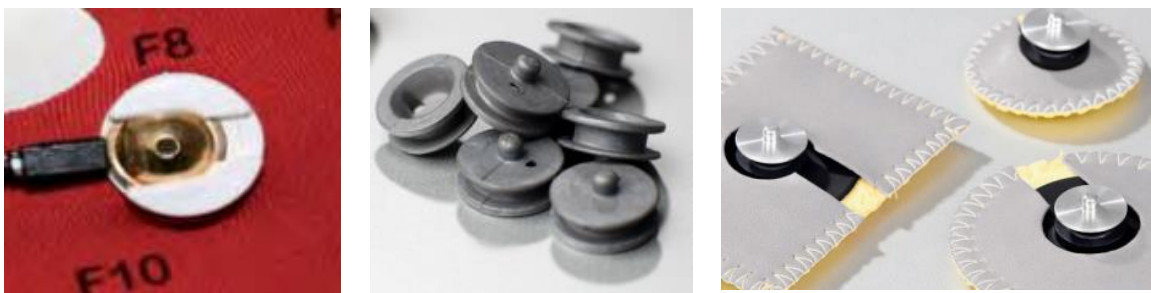


Figura 3.14: A la dreta sistema de malla per a elèctrodes de copa, al centre elèctrodes secs a l'esquerra elèctrodes humits d'esponja.

3.4. Connexions

Hi ha tres possibilitat de fer el connexionat quan volem fer l'amplificació dels registres dels diferents elèctrodes.

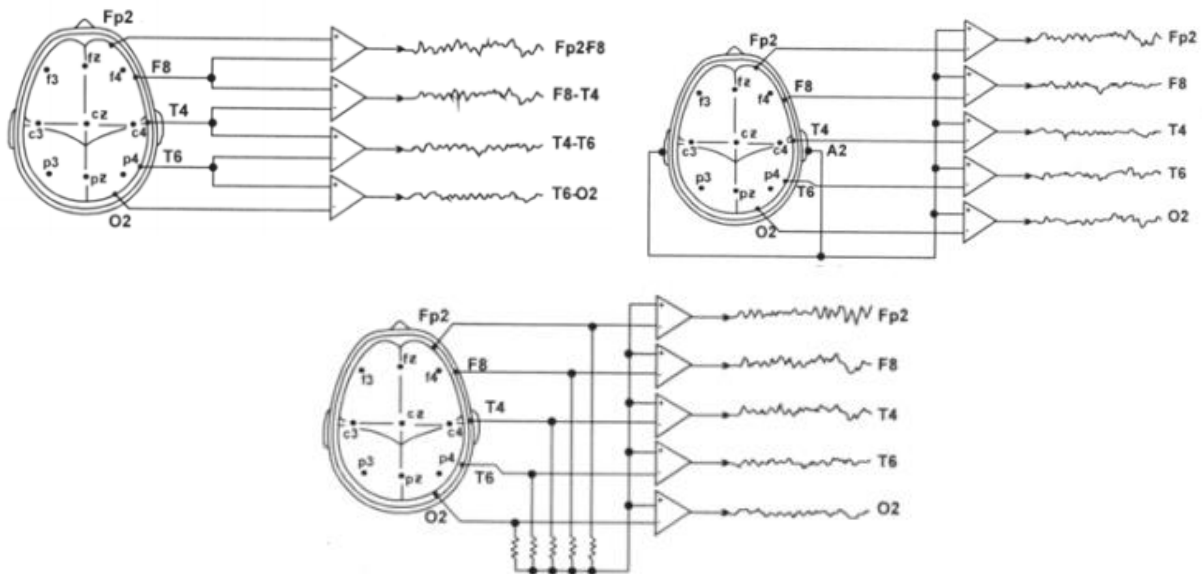


Figura 3.14: Podem veure el registre bipolar a l'esquerra, el referencial a la dreta i finalment al centre el mitjanat.

Registre bipolar o diferencial: Treballa amb parelles d'elèctrodes, tots els elèctrodes tenen registre i el resultat és la diferència entre cada parella.

Registre monopolar o referencial: Cada elèctrode pren el senyal de forma independent, i es fa la diferència amb un elèctrode de referencia que no hauria de captar cap registre, però que és important que estigui situat allà on rebi el mateix soroll.

Registre mitjanat: Consisteix en fer la suma de tots els elèctrodes i fer-lo servir com a diferència en cada senyal independent.

3.4.1. Muntatge

Són les diferents combinacions que es poden fer dels diferents registres. El registre bipolar és el que disposa de més possibilitats de muntatges. Ja que tot i que és habitual emparellar-se amb l'elèctrode adjacent, també pot emparellar-se amb un que no ho sigui.

Pel que fa registre referencial, s'acostuma a fer amb les posicions de les orelles, A1 i/o A2, que es troben al lòbul i M1 i/o M2 que es troben al darrere. Tot i així de vegades és pot fer servir un elèctrode que si que tingui registre, com podem veure amb l'exemple del Cz.

Els muntatges més habituals estan estandaritzats i reben noms i abreviatures propis. A continuació podem observar alguns d'aquests muntatges.

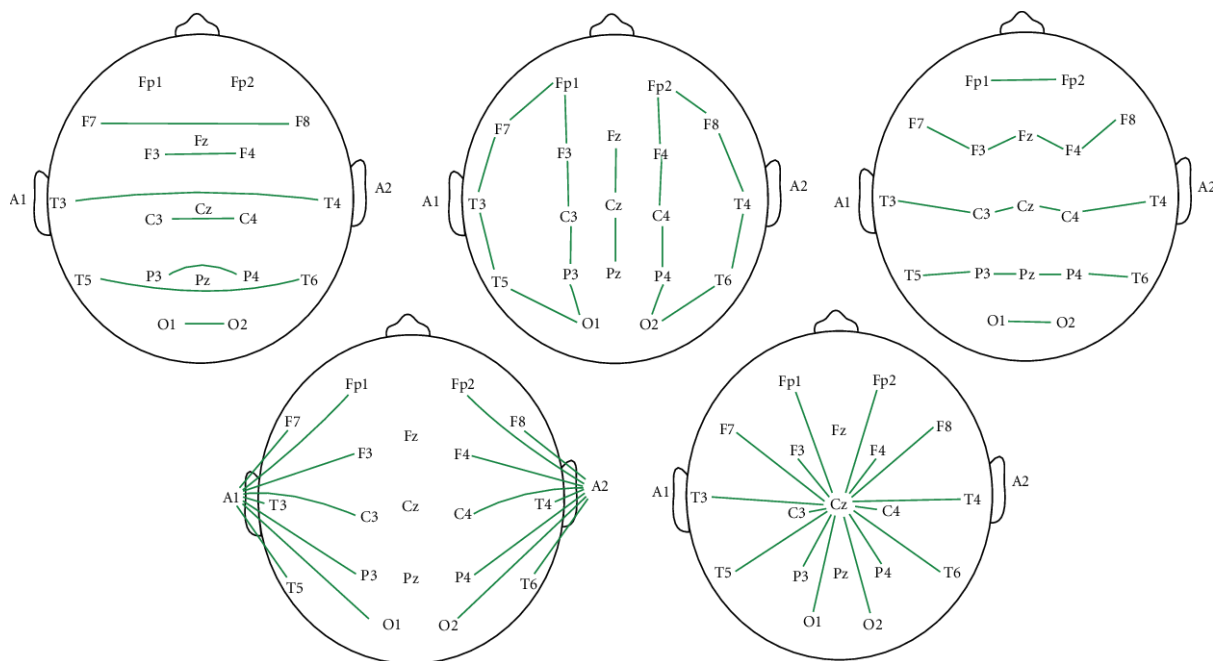


Figura 3.15: a primera fila mostra muntatges bipolars, cada extrem de la línia mostra la parella. Al centre el bipolar longitudinal i als extrems dos muntatges transvers, el de la dreta el bipolar creuat i a l'esquerra el bipolar contrapart. A la segona fila trobem els muntatges referencials, a la dreta el referencial biauricular i el referencial Cz.

3.3. Ones cerebrals

Hi ha 6 tipus d'ones cerebrals diferent segons la freqüència que tenen i es diferencien també per transmetre diferents estats de concentració-relaxació.

Alpha (α): S'emeten en l'estat de calma, però sense son, en moment de relaxació; apareixen mentre s'està descansant tranquil·lament, llegint un bon llibre, etc. Apareixen sempre quan s'està despert. Els nivells alts mostren falta d'atenció en tasques i d'esforços. Mentre que nivells baixos es traduiria en estrès, ansietat i insomni.

Beta (β): Estan relacionades amb accions que requereixen romandre en un cert estat d'alerta i de gestió àgil de l'atenció. Així doncs, aquest tipus d'ones cerebrals està vinculat a un maneig àgil del focus de l'atenció, depenent dels objectius, i amb la preocupació pel que passa en el present, normalment al nostre voltant, concentradament.

Gamma (γ): Es presenten amb gran activitat durant la fase del son REM. Són extremadament ràpides. Els electroencefalogrames les capten amb dificultat. Originades al tàlem amb moviments a moltíssima velocitat des de la part posterior del cervell cap endavant. Relacionades amb treballs d'un alt processament cognitiu, estan directament relacionades amb la comprensió o la gestió de la nova informació; amb l'aprenentatge, també es relacionen amb els sentits i les percepcions; i amb els estats de felicitat.

Delta (δ): Sorgeixen principalment en el somni profund i molt rares vegades es poden experimentar estant despert. Els seus estats psíquics corresponents són el dormir sense somnis, el tràngol i la hipnosi profunda. Les ones delta resulten de gran importància en els processos curatius i en l'enfortiment del sistema immunitari. [24]

Mu (μ): Es troba en l'activitat del rang alfa que es veu sobre el còrtex sensorimotor. Mostra l'activitat contralateral que s'associa amb la supressió de la senyal en C3-CZ en moviments realitzats per la mà dreta i supressió de la senyal en C4-CZ durant el moviment de la mà esquerra. Tant si el moviment es realitza físicament com si es tracta de la imaginació d'aquesta acció apareix aquest ritme. [25]

Theta (θ): Estan associades als estats de calma profunda, relaxació i immersió en els records i les fantasies, i també amb l'etapa REM. Per tant, quan apareixen aquestes ones s'estima que sí que hi ha consciència o que és molt probable que n'hi hagi, si bé és una consciència desconnectada del que passa al nostre voltant i centrada en experiències imaginàries.

Ona	Freqüència (Hz)	Estat
Alpha (α)	8 - 12	Relaxació física i mentalment però despert. Somiant despert.
Mu (μ)		Moviment físic o imaginari en les mans.
Beta 1 (β)	13 - 21	Alerta, concentració, treballant, conscient.
Beta 2 (β)	22 - 31	
Gamma (γ)	32 - 120	Capacitats imaginatives, relaxació i somni.
Delta 1 (δ)	0.75 - 2	Adormit profundament però sense somni.
Delta 2 (δ)	2 - 4	
Theta (θ)	4 - 8	Tasques d'alt processament cognitiu. No hi ha consciència corporal.

Taula 3.4: Característiques de cada filtre de banda de les ones .

Podem concloure que les ones que seran del nostre estudi seran per una banda les ones β , a l'hora de realitzar les diferents instruccions, així com les ones α per a poder activar l'estat d'emergència del nostre sistema, ja que significa que la persona s'està adormint o pot perdre fàcilment el control i no considerarem segura la circulació.

4. Dispositiu

Com hem pogut veure, per a poder captar la senyal elèctrica és necessari l'ús dels elèctrodes. En aquest apartat explicarem el disseny i funcionament dels diferents dispositius, que reuneixen un o varis elèctrodes, que s'han fet servir en el nostre projecte per a la transmissió d'aquesta senyal.

En tots dos casos, els dispositius tenien acoblat un xip electrònic encarregat de l'amplificació i filtrat de la senyal. També disposaven d'un sistema de connexió sense fil exclusiu o opcional per transmetre les senyals llegides.

4.1. Enobios 8



Figura 4.2: A dalt el dispositiu Enobios 8. A baix la malla del dispositiu.

d'Ag / AgCl que proporciona un punt de 10 punts superfície de contacte.

Els vuit canals escollits van ser Fp1, Fp2, C3, Cz, C4, O1, Oz i O2. Per poder cobrir les senyals relacionades amb la part visual així com la motriu corresponent a la mà. L'elèctrode de referència va ser l'A1.

Es el conjunt de la malla de neoprè, els cables dels elèctrodes i el dispositiu Necbox que és el nucli i la unitat de control de Enobio. Te vuit canals flexibles d'EEG que treballa amb referència comú al A1 o bé referenciat a CMS i DRL.

Aquests dos elèctrodes s'han de col·locar sobre el mastoide esquerre o dret, preferiblement del mateix costat. El DRL va a la part inferior i l'elèctrode CMS ha d'estar al damunt de l'os mastoide per evitar les senyals ECG.



Figura 4.1: Col·locació elèctrodes DRL i CMS.

La malla ofereix 39 posicions predefinides del sistema 10-10 i compta amb una cinta de veta adherent per ajustar-la i fixar-la. Al voltant dels seus petits forat es concreta a quina posició equival per facilitar la col·locació dels elèctrodes. Disposàvem de la talla M que equival a 54 cm de perímetre cranial.

Com hem vist els elèctrodes de malla no són un únic element solidari. En el nostre cas vam fer servir un elèctrode sec que concretament rep el nom de Drytrode que consisteix en un elèctrode de goma recobert



Figura 4.3: Elèctrode Drytrode.

4.2. Mindwave Mobile 2

És un dispositiu de Neurosky que consisteix en una diadema de plàstic regulable on al lateral esquerra hi ha un braç regulable fins a una posició de 90° endavant, que conté el sensor de la posició Fp1. Aquest braç està format per un tram que es flexible que permet ajustar de forma més exacta i adaptable el sensor amb el front. Pel que fa al lateral dret, acaba amb un coixinet en forma de T que s'assegura del correcte ajustament.

El sensor consisteix en un elèctrode sec fet amb una aleació d'acer sec que fa que no sigui necessari l'ús dels gels. La comunicació es fa per mitjà de Bluetooth.

En el mateix lateral, a la part inferior, podem trobar una pinça, que és l'elèctrode de referència de la posició A1, al disposar d'un sol elèctrode de registre, treballa amb referència comú.



Figura 4.4: Dispositiu MW2.

4.2.1. Especificacions tècniques.

Abans de detallar les seves especificacions, mostrarem els seus requeriments mínims. Com que el MW2 també es compatible amb dispositius mòbils, els requeriments inclosos són tant pel que fa a ordinadors com per a mòbils o tablets.

	Windows	Mac	iOS	Android
Sistema operatiu	Windows 7 ²⁰	Mac OS X 10.8	iOS 8.0	Android 4
Procesador o hardware	Intel Core Duo o equivalent	-	iPhone 5s o iPad 4	-
Memòria	1GB o més		-	-
Video	DirectX 9.0 o superior	Intel GMA900 o superior	-	-
Espai lliure	2.5 GB	2GB	-	-
Connectivitat	Bluetooth o BLE			

Taula 4.1: Requeriments del dispositiu MW2.

Un cop definits els requeriments dels dispositius amb que es comunicarà, mostrem les característiques del nostre dispositiu.

²⁰ Si es té Windows 7 de 32 bits, ha de tenir-lo amb el Service Pack 1.

MindWave Mobile 2

- Utilitza el mòdul TGAM1.
- Emparellament sense cable.
- Bateria única AAA.
- 8 hores de temps de bateria.
- ID auricular estàtic.

Bluetooth

- Bluetooth/BLE mode dual.
- Bluetooth: SPP.
- BLE: GATT.
- Rang [m]: 10

Mesures

- Sortides de cervell de 12 bits.
- Velocitat de mostreig a 512Hz.
- Senyal d'ones cerebrals en brut.
- Sortides de filtre per banda d'EEG.
- Sortides del mesurador eSense.
- Anàlisi de qualitat del senyal EEG / ECG.

Característiques físiques

- Pes [g]: 90.
- Mida amb el braç recollit [mm]: 225 x 155 x 92.
- Mida amb el braç estès [mm]: 225 x 155 x 165.

4.2.2. TGAM.

Aquest mòdul és el que porta incorporat el dispositiu MM2, és el seu mòdul ASIC. Processa i emet les senyals EEG i compta amb tres mesuradors NeuroSky eSense; atenció, meditació i parpelleig. És apte per aplicacions portàtils, alimentades amb petites bateries com les piles perquè té un consum d'energia baix. A més a més es connecta directament a l'elèctrode sec i compta amb un canal amb tres contactes; EEG, REF i GND.



Taula 4.1: Mòdul TGAM.

En realitat el xip és el TGAT, que està incrustat dins del mòdul TGAM és el xip que va revolucionar una indústria, ja que és el primer sensor d'EEG dissenyat per l'autoconsum. Amb més d'un milió d'unitats en circulació, ha arribat a les necessitats mercantils que els productes mèdics no oferien. Es connecta als elèctrodes secs i la seva avançada tecnologia de filtratge permet eludir gran part del soroll, fent que el dispositiu sigui útil per a gairebé totes les persones i en gairebé tots els paràmetres.

4.2.2.1. Especificacions tècniques.

Ja que l'objectiu d'aquest mòdul és la processar i transmetre les senyals EEG rebudes des d'un elèctrode, primer concretament de quines característiques ha de ser.

Característiques elèctrodes

- Superfície màxima [mm²]: 150.
- Material: Ag/AgCl, acer inoxidable, Au i/o Ag.
- Posició: Sobre de l'ull esquerre o dret del front.
- Posició elèctrode de REF i GND: Situats darrere de l'oïda o al lòbul.
- Pressió mínima [kPa]: 5.5158.

- Distància d'aplicació màxima [cm]: 30.
- Ø cable de connexió [mm]: 0.286.

Les mesures que fa el dispositiu, no deixen de ser les que fa el mòdul, per tant, la resta de les característiques d'aquest mòdul queden recollides en aquesta taula.

Sortides i velocitat

Senyal en brut EEG [Baud]: 57600.

Senyals eSense [Baud]: 1200, 9600, 57600.

"Poor Signal Quality" [Baud]: 1200, 9600, 57600.

Senyals de filtres per banda d'EEG [Baud]: 1200, 9600, 57600.

Característiques físiques

- Pes [mg]: 130.
- Mida [cm]: 2.79 x 1.52 x 0.25.

Protecció ESD

Descàrrega de contacte[kV]: 4.

Descàrrega d'aire [kV]: 8.

Filtre de soroll CA

- 50 Hz
- 60 Hz

Característiques elèctriques

- Freqüència de mostreig [bit/s]: 512.
- Rang de freqüència [Hz]: 3-100.
- Corrent consumit [mA]: 15
- Tensió consumida [V]: 3.3.
- Tensió de funcionament [V]: 2.97 ~ 3.63.

Interfície de sortida estàndard UART (en sèrie)

- velocitat de transmissió de la sortida: 1200, 9600, 57600.
- 8bits
- Paritat: cap.
- Stop Bit: 1.

"Poor Signal Quality" detecta un ajustament inadequat amb l'advertència de "Poor Signal Quality" de l'ASIC per resetejar-ho durant quatre segons consecutius o si està rebent una senyal pobre durant set segons.

4.2.2.2. Algoritme eSense.

És el que regula els mesurados del dispositiu, que com hem dit abans consisteixen en; l'atenció, la meditació i el parpelleig.

L'algoritme aprèn dinàmicament i, de vegades, utilitza alguns algorismes d'adaptació lenta per ajustar-se a les fluctuacions i tendències naturals de cada usuari, comptabilitzant i compensant el fet que l'EEG al cervell humà està subjecte a rangs normals de variació i fluctuació. Això és part de la raó per la qual els sensors de ThinkGear són capaços de funcionar amb una àmplia gamma d'individus sota una àmplia gamma de condicions personals i ambientals, alhora que donen una bona precisió i fiabilitat.

Cal saber interpretar i adaptar aquests intervals, i ser flexibles en els seus límits a l'hora de fer qualsevol aplicatiu, ja que pel contrari, podria no realitzar la funció desitjada.

Per a tots els diferents tipus de eSenses, el valor del comptador es presenta en una escala eSense relativa de 1 a 100.

Rang de valors	Interpretació	
	Atenció	Meditació
0	No calculable	
1-20	Valor fortament reduït, indica distracció i/o ansietat	Valor fortament reduït, indica agitació i/o tensió
20-40	Valor reduït, indica alguna petita pertorbació	
40-60	Valor neutral	
60-80	És considera nivells lleugerament elevat, demostra esforç i/o intenció	
80-100	Valor elevat	Valor elevat, proper al son

Un valor de comptador eSense de 0 és un valor especial que indica que ThinkGear no pot calcular un nivell eSense amb una fiabilitat raonable. Pot i normalment és a causa d'un soroll excessiu.

El valor neutral és similar en la noció de "línies de base" que s'estableixen en les tècniques de mesura de l'EEG convencionals, encara que el mètode per determinar una línia de base de ThinkGear és propi i pot diferir de l'EEG convencional.

Pel que fa al parpelleig, el valor va de 1 a 255 segons la seva intensitat.

5. Senyal d'entrada

En aquest cas²¹, com que disposem d'un sol elèctrode que ja està referenciat amb el lòbul de l'orella, per tal d'obtenir la senyal d'entrada hem de connectar el dispositiu amb l'ordinador per tal de treballar amb les dades obtingudes.

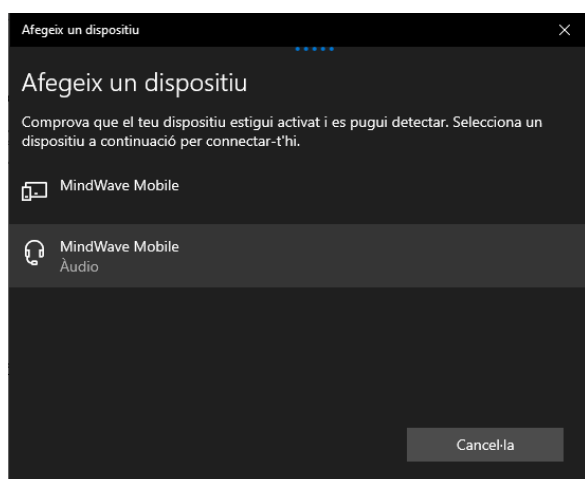


Figura 5.1: Dispositius MW2 detectat per l'ordinador.

La connexió entre el dispositiu i l'ordinador es fa per Bluetooth, la configuració per a la correcta connexió consta de tres parts.

La primera, consisteix en que tots dos dispositius tinguin la connexió Bluetooth encesa; en el cas del dispositiu s'encén en mentre que en l'ordinador s'ha d'activar des de configuració. És molt important que a l'hora d'aparellar-los, en el cas de que surti més d'un dispositiu amb el mateix nom s'esculli el que tingui la icona de l'auricular.

El dispositiu té un LED de color blau, però no ens indica en cap moment si està

connectat o no, només que és encès i amb bateria.

La segona, s'ha d'instal·lar un petit programa, el ThinkGear Connector, que vetllarà per una bona comunicació entre el dispositiu i l'ordinador. Aquest programa en obrir-lo et demana que escullis en quin COM es troba el dispositiu. Per poder saber-ho s'ha d'anar a la configuració de Bluetooth, a la pestanya de Ports COM. Podrem observar els ports que el nostre dispositiu fa servir i el que ens servirà serà el d'entrada.

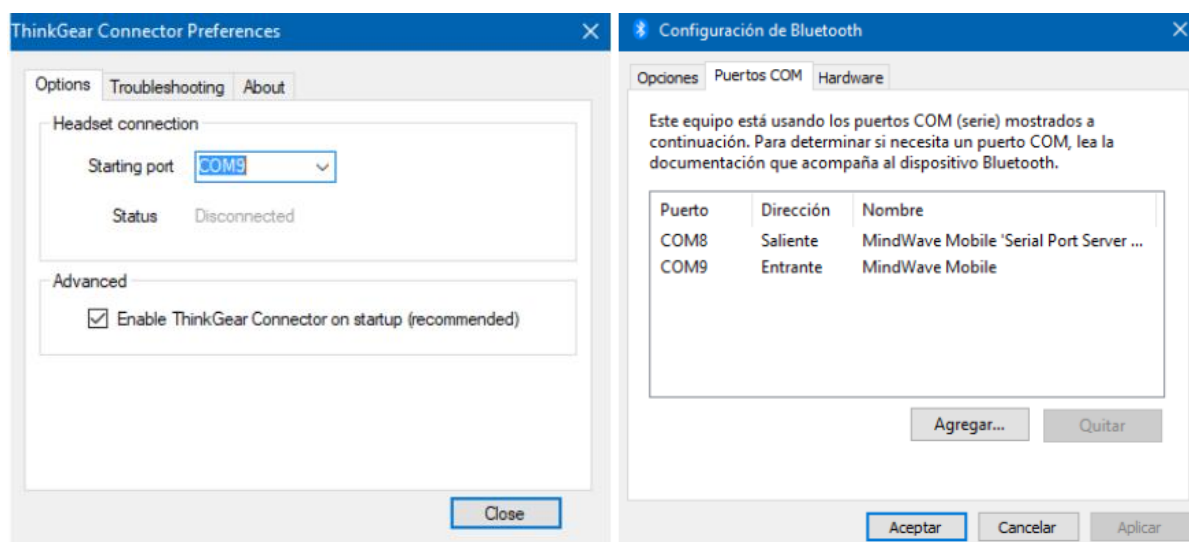


Figura 5.2: A l'esquerra el port del ThinkGear i a la dreta l'assignació feta per l'ordinador del dispositiu MW2 detectat per l'ordinador.

La tercera, des de l'ordinador s'ha d'obrir el tutorial, prèviament descarregat, de mindwave mobile²², ja que ens permetrà establir una connexió de comunicació on es pots veure si

²¹ Podem trobar a l'annex 5 més informació del procediment anterior.

²² Disponible a <http://mindwavemobileplus.neurosky.com/tutorial/>

les lectures del dispositiu són correctes així com determinar la freqüència de treball, que canvia segons la regió on es troba i no fer-ho faria que la comunicació fos fallida.

Un cop hem establert una connexió i comunicació efectiva entre el dispositiu i l'ordinador, el següent pas és aconseguir per mitjà del MATLAB l'aparellament amb el dispositiu, per seguidament poder obtenir les lectures.

Per aquest motiu primer de tot cal instal·lar la llibreria que ofereix Neurosky per fer servir les funcions necessàries²³. Tot i així, en el nostre cas, per poder executar qualsevol programa a partir de la llibreria obtinguda, es va haver d'instal·lar el compilador MinGW-w64 C/C++ per a Windows 10.

```
%carregem la llibreria thinkgear64 dll
loadlibrary('thinkgear64.dll','thinkgear64.h');
fprintf('thinkgear64.dll loaded\n');

%demanem quina versio dll vtenim
dllVersion = calllib('thinkgear64', 'TG_GetDriverVersion');
fprintf('ThinkGear DLL version: %d\n', dllVersion );
```

Figura 5.3: Codi versió i llibreria.

Una vegada carregada la llibreria podem començar a llegir la senyal, només s'ha de cridar el primer cop que fem una lectura, si es tanqués i es tornés a obrir el MATLAB, aquesta acció s'hauria de repetir. Pel que fa a la versió dll, és una dada informativa per saber la seva limitació, si no s'actualitza o es canvia, la versió serà la mateixa.

```
% Atribueix un nom a connection ID del ThinkGear
TFG = calllib('thinkgear64', 'TG_GetNewConnectionId');

% Crida la funció TG_SetStreamLog, carrega el fitxer raw
fprintf('error carrega fitxer stream: %d\n', calllib('thinkgear64', 'TG_SetStreamLog', ↵
TFG, 'streamLog.txt'));

% Crida la funció TG_SetDataLog, carrega el fitxer thinkgear
fprintf('error carrega fitxer data: %d\n', calllib('thinkgear64', 'TG_SetDataLog', ↵
TFG, 'dataLog.txt'));

%Crida la funció TG_Connect
fprintf('error conectivitat: %d\n', calllib('thinkgear64', 'TG_Connect', TFG, 'COM9', ↵
57600, 0)); %115200
```

Figura 5.4: Codi fitxers de dades i connexió.

Quan obtenim tres zeros al "script" sabem que la connexió es la correcta.

5.1. Encesa i control

En aquest apartat explicarem i desenvoluparem la conversió de les senyals rebudes per l'EEG en realitzar certes accions concretes a les senyals enviades a l'Arduino així com l'equivalència amb la respectiva ordre de control. A continuació podem veure-les recollides en la següent taula.

²³ Llibreria obtinguda a http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=app_notes_and_tutorials

Nom	Codi	Condicció	Acció	Indicadors	Control
Encendre	EN	AP	Encén el cotxe, equival a girar la clau	LED 1	P
Apagar	AP	EN	Apaga el cotxe, equival a treure la clau	LED 1 OFF	
Avançar	AV (EN)	EN	Avança a velocitat constant		M/A + CAM + Q
Retrocedir	RE	EN	Marxa enrere a velocitat constant	LED 2	
Girar dreta	DR	EN, CAM	Gira a la dreta amb un radi determinat	LED 3	
Girar esquerra	ES	EN, CAM	Gira a l'esquerra amb un radi determinat	LED 4	
Frena	FR	EN, AV o RE	Atura el vehicle	LED 5	M/A
Frena emergència	FE	EN	Atura el vehicle per factors externs	LED 3 i 4	M/A
Canvi velocitat	AM AB CV	EN, AV	Permet incrementar o decrementar la velocitat del vehicle	Amunt o A baix	CAM + Q
		EN, DR o ES	Permet incrementar o decrementar el radi de curvatura del vehicle		
Llums llargues	LL	EN	Encén les llums llargues	LED 7	Px2
Llums curtes	LC	EN	Encén les llums curtes	LED 8	

Taula 5.1: Sortides del sistema.

Seguidament podem veure el significat de cada control, així com l'equivalència dels llums del nostre vehicle.

LED	Quantitat	Llum
1	1	Encesa/Apagada
2	2	Marxa enrere
3	1	Intermitent dreta
4	1	Intermitent esquerra
5	2	Frenada
3 i 4	4	Emergencia
7	2	Llums llargues
8	2	Llums curtes

Sigles	Significat
P	Parpelleig
M/A	Meditació/Atenció
Q	Queixals
CAM	Webcam

Taula 5.2: Equivalències d'abreviacions i LED

Com podem veure i ja hem anat dient al llarg del treball, a part de les senyals EEG, també comptem amb les senyals rebudes des de la webcam del propi ordinador, que ens

Taula 5.1: Sortides del sistema..

ofereixen el complement necessari per poder arribar a totes les accions per al control del vehicle. Tot i així la validació de les senyals que es pugui rebre des de la webcam són sempre validades per una senyal rebuda al MW2.

Si bé és cert que s'ha treballat en dades desades prèviament, en aquest cas, ràpidament s'ha aplicat el control a les dades en temps real, ja que el fet d'haver adquirit el dispositiu ha fet possible aquest dinamisme. A més a més, MATLAB ha estat l'únic programa de gestió de dades que s'ha fet servir.

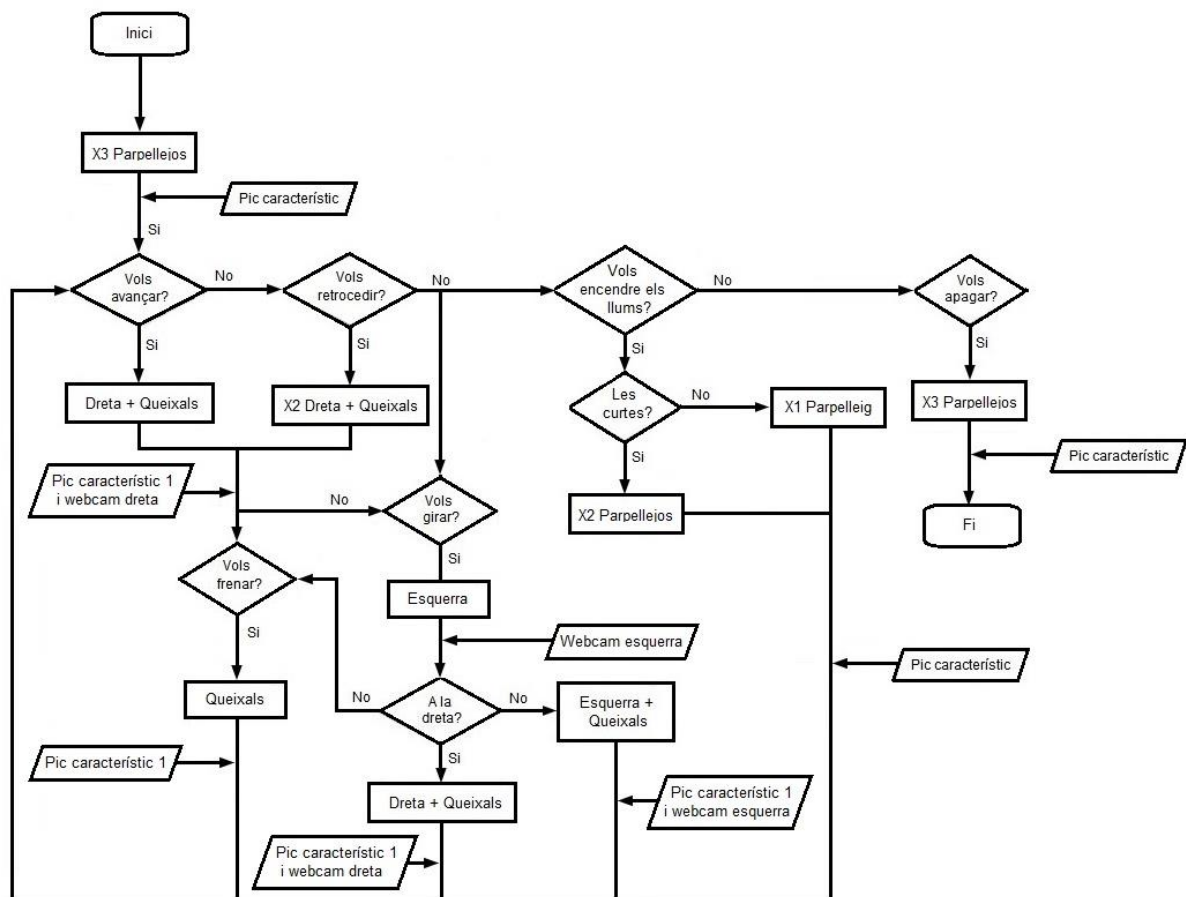


Figura 5.5: Fluxograma de funcionament.

Amb l'objectiu de facilitar la lectura del nostre projecte, hem elaborat aquest fluxograma que ens permet visualitzar el funcionament del programa, on es mostra les possibilitats des de que s'encén fins a que s'apaga. Es mostren els requeriments, entrades i recorreguts per arribar a cada acció concreta.

5.1.1. Encendre.

És la funció que permet accedir a totes les altres, equivaldria a el gir mecànic de la clau o la seva introducció, en els vehicles automatitzats, per encendre el motor. Sense el contacte de la clau no es pot realitzar cap acció, i per això sense

encendre el nostre vehicle tampoc.

En aquest cas hem decidit fer servir la senyal que genera el parpelleig com a senyal d'entrada. Si bé és cert que el dispositiu compta amb un filtre pensat per aquesta finalitat, a mesura que hi hem anat treballant hem pogut comprovar que treballava a una freqüència més lenta fent que es perdés parpellejos. Per aquest motiu es decidí de crear un programa per des de la senyal genèrica raw, en brut.

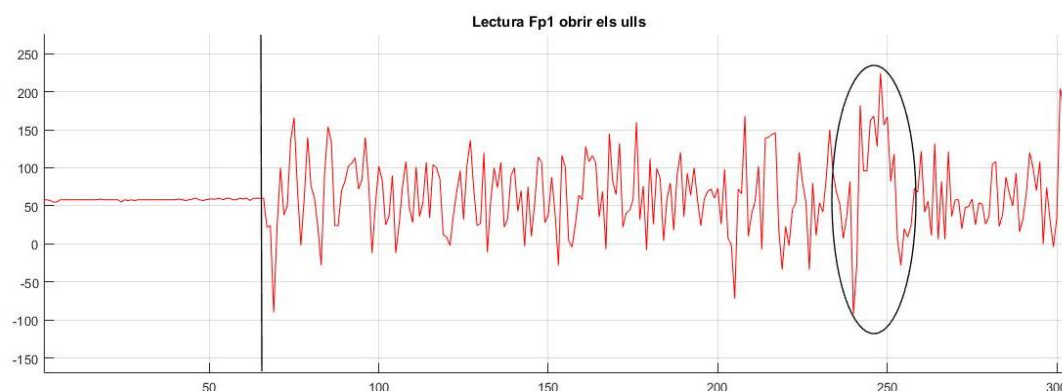


Figura 5.5: Senyal obrir ulls.

En aquesta primera imatge podem observar, encerclada en negre, la senyal desestimada com a control, ja que comparativament com podem veure en la següent imatge és més difícil de filtrar que no pas el parpelleig.

Un parpelleig és un tancament temporal dels dos ulls, que implica moviments de les parpelles superiors i inferiors. La pupil·la es troba momentàniament amagada a la vista, però el globus ocular no necessàriament es mou de la seva posició en una mesura observable. [26]

La línia vertical de color negra ens permet visualitzar que el dispositiu triga algunes mostres fins a que les dades s'estabilitzen i es puguin considerar mostres vàlides. Aquest fet és rellevant a l'hora de fer el filtrat de senyal, perquè són dades que no hem de considerar.

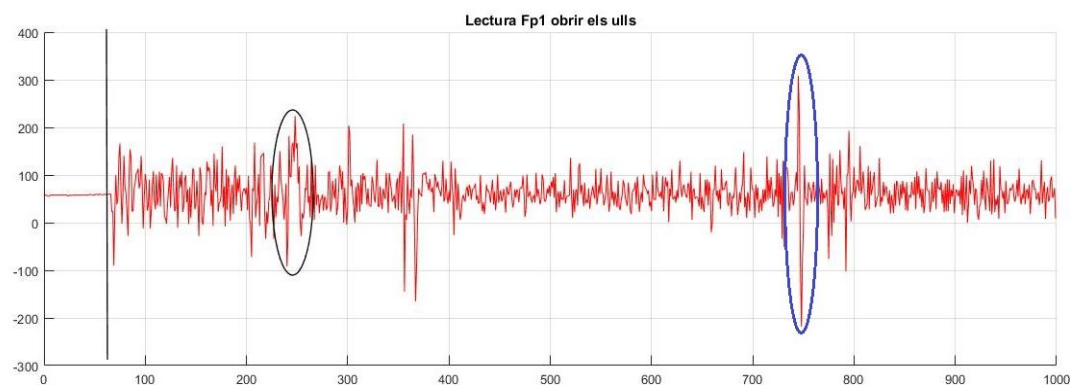


Figura 5.6: Senyal obrir ull i parpelleig.

La primera senyal, correspon a l'acció de obrir els ulls, mentre que la segona, encerclada en blau equival a un parpelleig intencionat. La constància de la segona senyal fa que sigui l'escollida.

A continuació es pot observar la senyal de 6 parpellejos voluntaris i mostrem com la senyal en blau, que equival al detector de parpelleig propi del MW2, només ens genera dos pics, és a dir, dos parpellejos rebuts.

El fet de que des del segon parpelleig fins al cinquè es manté el pic és corroborat el fet de que la senyal és més lenta ja que engloba els 4 parpellejos com si en fora un de sol.

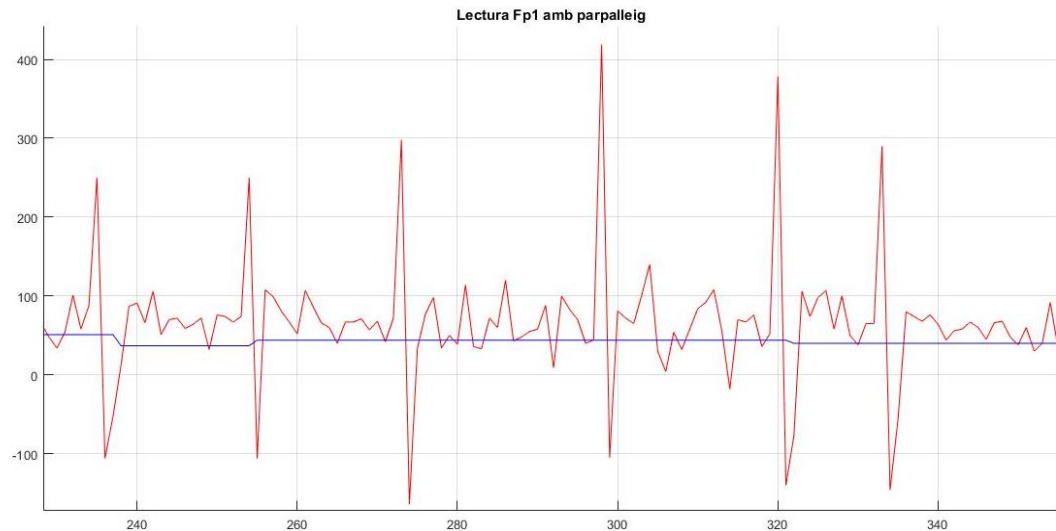


Figura 5.7: Detector de parpelleig en blau sobre senyal de parpelleig.

El parpelleig humà es realitza a una velocitat d'uns 0'3 s, com que el nostre sensor treballa a una freqüència superior, podem treballar-hi. Tot hi així és molt important determinar quan el parpelleig és fet de forma intencionada i quan s'ha realitzat de forma natural i involuntària, ja que l'humà parpelleja unes 12 vegades per minut. Tot i que aquest valor pot variar segons la concentració en la realització d'una tasca. [27]

Si bé el la velocitat del detector de parpelleig és prou ràpid per detectar-ne, el seu processament fa que no sigui capaç de detectar-los ni en sincronia ni de varis seguits.

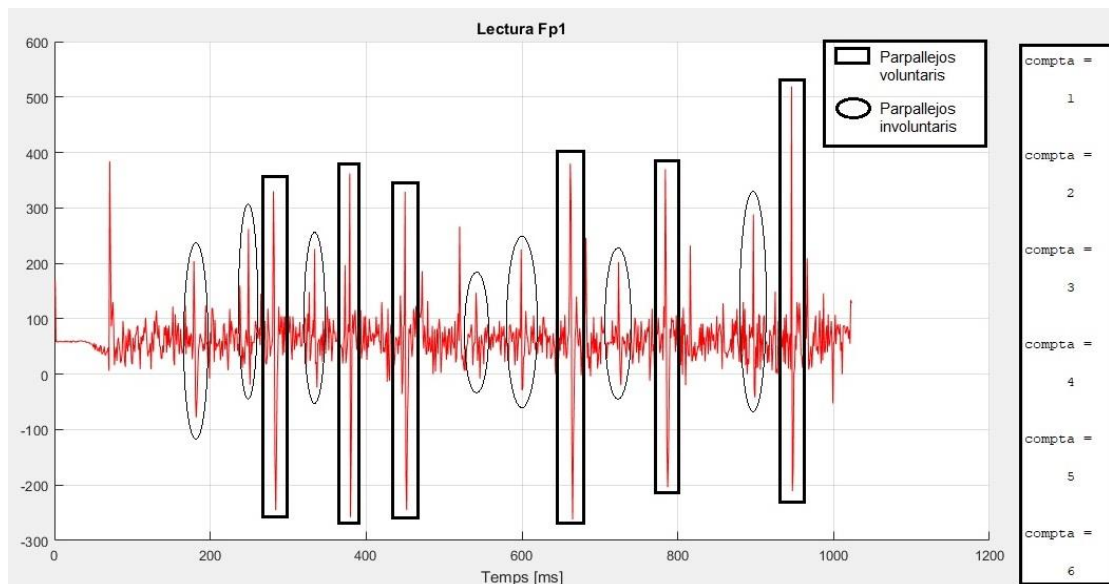


Figura 5.8: Detecció de parpellejos voluntaris.

Per aquest motiu hem establert paràmetres que ens permetin filtrar només els parpellejos intencionats. Hem pogut observar que la intensitat d'aquest impuls és més gran així com que la seva durada es lleugerament superior.

Podem veure enquadrades les senyals dels parpellejos voluntaris mentre que les que estan encerclades són involuntaris. Al lateral dret hem adjuntat el comptador de parpellejos voluntaris com a signe de correcte funcionament del nostre filtrat.

Després de treballar en diverses senyals de parpellejos hem pogut determinar els llindars d'intensitat que diferencien un parpelleig voluntari d'un involuntari.

	Valor superior	Valor inferior	Valor absolut
Parpelleig involuntari	0 - 300	0 - 200	500
Parpelleig voluntari	301 - 475	201 - 275	501 - 700
Parpelleig forçat	< 475	< 275	< 701

Taula 5.3: Classificació de parpellejos.

Tot i així, en el programa, no hem diferenciat entre si el parpelleig era intencionat o forçat ja que tots dos ens serveixen. És important considerar tant els valors superiors i inferiors com l'absolut, ja que de vegades no arriba a valors superiors de 200 però han estat molt superiors de 300.

Pel que fa al temps, comencem a contar el nombre de mostres rebudes i limitem al nombre en que triga a mostrar-se tot el parpelleig. D'aquesta manera evitem tant juntar dos possibles parpellejos com altres valors que no ho són. Un cop acabat el parpelleig restablim els nostres valors per poder detectar el proper.

5.1.2. Avançar i retrocedir.

Per la posició en la que es troba el nostre elèctrode les senyals motrius d'estrènyer les mans no les podem rebre, per aquest motiu farem ús de dades obtingudes per mitjà de la webcam.

Farem servir la senyal de dreta. Si es vol anar endavant serà una vegada, mentre que si el vol anar enrere seran dues. Tot i així no podem permetre que si girem el cap desintencionadament el vehicle comenci a desplaçar-se.

Per aquest motiu necessitem una senyal que ens permeti validar quina de les dues accions volem realitzar ja que, no podem fer servir la senyal de parpelleig perquè no es factible durant la conducció, ja que el temps invertit en parpellejar produeix una distracció en la conducció i el nostre objectiu és vetllar per fer-la més accessible i segura.

Podem veure que si estrenyem els queixals rebem una pertorbació fàcilment detectable. La principal diferència amb la pertorbació del parpelleig es que aquesta assoleix valors negatius proporcionals als obtinguts positius i que el valor del pic es considerablement més gran.

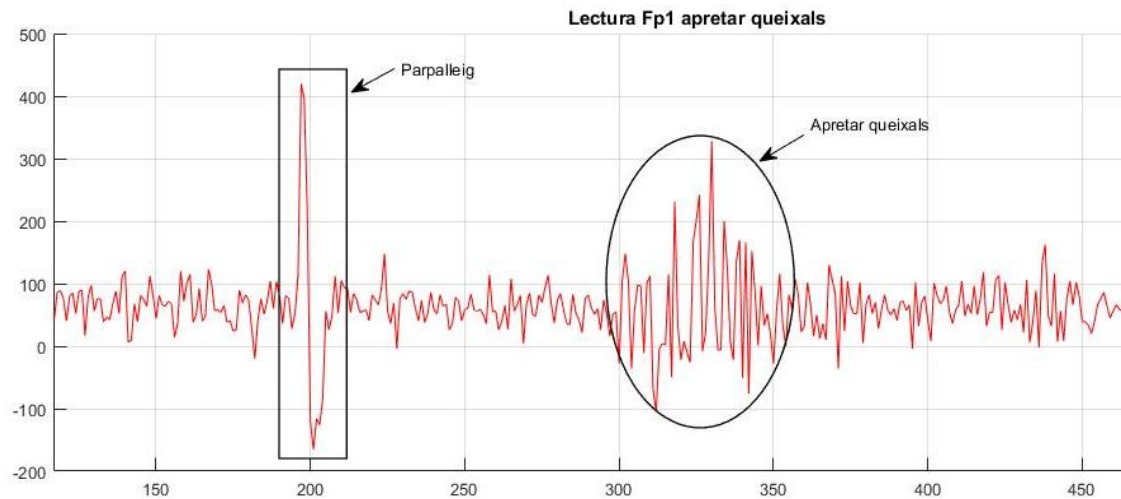


Figura 5.9: Senyal parpelleig i queixal.

Per aquest motiu si el valor que ens dona es elevat i posteriorment no rebem cap valor negatiu similar voldrà dir que la senyal rebuda correspon a la pertorbació dels queixals i no pas al parpelleig.

Tot i que la senyal parpelleig pot no ser un canvi brusc en un canvi de dada, veiem que com a molt te 3 valors superiors a 150, en el cas dels parpellejos involuntaris, mentre que en 10 dades els queixals en mostren 4.

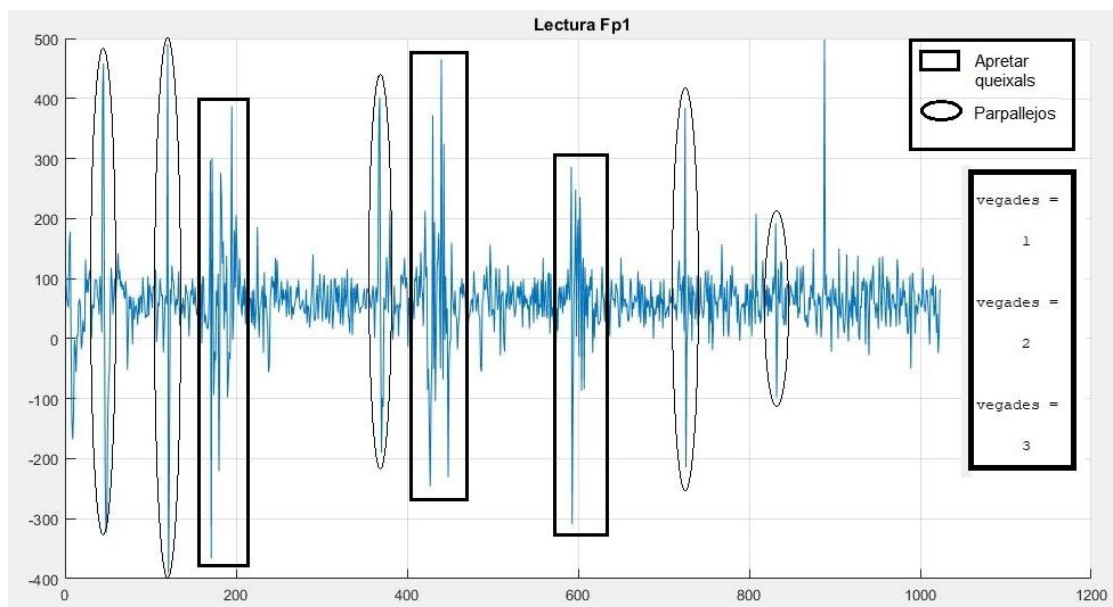


Figura 5.10: Detecció de senyal queixal.

Abans de poder realitzar qualsevol d'aquestes dues accions és necessari que es compleixin dos requeriments.

5.1.3. Girar.

Com quan volíem avançar o retrocedir, tampoc podem fer servir senyals emeses per la mà. I en aquest cas la webcam ens compensarà la senyal mancant.

Inicialment, per poder realitzar aquesta acció volíem que la concentració de qui conduís fos superior a la necessària per poder avançar o retrocedir, amb la finalitat de vetllar per la seguretat i per establir el final del gir.

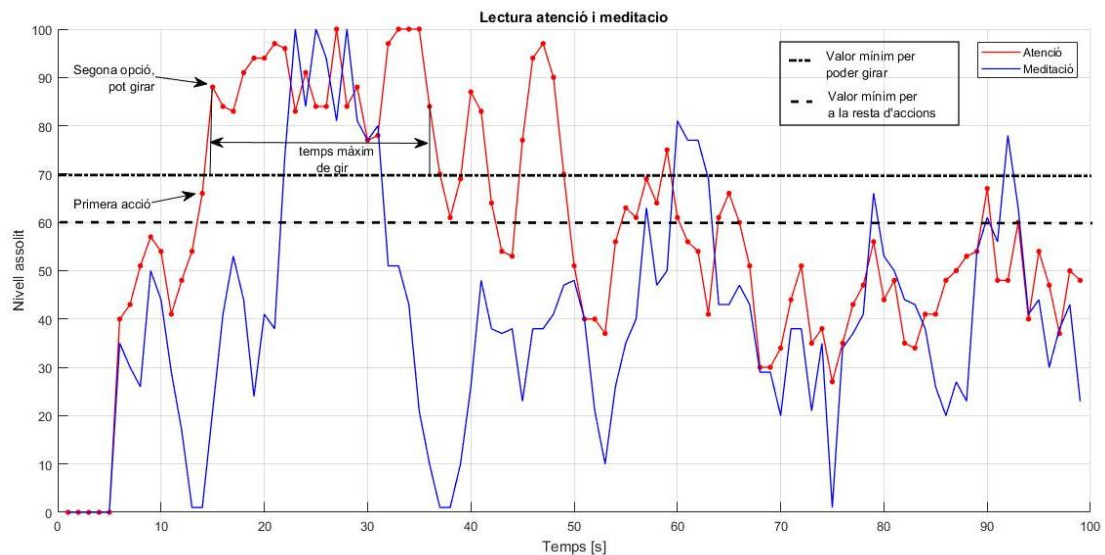


Figura 5.11: Primera idea de senyal de gir.

Altres programes com Python, tenen la possibilitat de treballar en paral·lel, en canvi en MATLAB, el treball en paral·lel està pensat o bé per reduir el temps d'execució d'un sol programa o bé per a programes que no continguin un bucle, o treballin amb recursos externs, en el nostre cas el MW2 i la webcam del propi ordinador.

MATLAB, en canvi, permet obrir i executar dos programes diferents a la vegada de forma independent, sense que es comuniquin entre ells. Com que totes les senyals s'envien a l'ESP32, independentment de la seva procedència, aquest sistema de treball era vàlid.

Per aquest motiu, es va decidir finalment no exigir una concentració superior, per evitar problemes de processament un cop arribes a l'Arduino, ja que la comunicació no es podria fer abans. El que sí que hem mantingut és la validació amb la senyal del queixal, ja que és prioritària per evitar perdre el control del vehicle en cas d'un moviment de cap sense intenció de gir.

Finalment, per escollir que es vol girar s'ha de rebre "esquerra" i un cop rebut, es pot decidir si es vol girar a la dreta o a l'esquerra o frenar. Mostrem les instruccions que hem pogut observar en el fluxograma en la següent taula.

Acció	1ra instrucció	2na instrucció	3ra instrucció
Girar a la dreta	Esquerra	Dreta	Queixals
Girar a l'esquerra		Esquerra	
Frena		Queixals	

Taula 5.4: Instruccions per a girar i frenar.

5.1.3. Canvi de velocitat i de rotació.

Amb la finalitat de vetlla pel màxim realisme en les tasques realitzades per el nostre vehicle, vàrem decidir d'incloure una regulació variable, tot i que molt limitada, pel que fa tant a la velocitat de marxa com per a l'angle de rotació en el gir poden recordar a l'efecte de quan s'estreny l'accelerador o es varia el gir del vehicle amb el volant.

Com en l'acció anterior ens recolzarem del suport visual de la webcam, en aquest cas, fent ús dels paràmetres "amunt" i "a baix". Com que considerem que és més complicat realitzar aquestes accions de forma involuntària i no formen part dels moviments essencials per a la conducció sinó que en són un complement, no hem considerant necessari la validació amb la senyal de "queixals". D'aquesta manera podem aportar més fluïdesa en les regulacions que oferim.

Amb el circuit L293D controlarem el canvi de velocitat mentre que el servo s'encarrega de regular el gir.

5.1.4. Frena.

Equival a estrènyer el pedal del fre per aconseguir una parada completa del vehicle. És l'acció que ha de ser més ràpida i accessible. Per aquest motiu, com hem anat veient i podem observar al fluxograma, des de qualsevol ordre, es retorna automàticament a la possibilitat de frenada per a que amb una única acció, concretament la de "queixals" es pugui assolir.

D'aquesta manera oferim la rapidesa i seguretat per a que davant de qualsevol situació es pugui actua de forma efectiva. La nostra prioritat es la seguretat.

5.1.5. Interfície d'usuari.

Per tal de facilitar el control del vehicle, es va plantejar crear una interfície d'usuari que permetés saber l'estat i l'acció que s'estava reproduint. Per aquest motiu es va decidir de fer una petita aplicació des del propi MATLAB, per tal de facilitar la connexió de la presa de dades així com l'execució i no augmentar la quantitat de programes utilitzats, per tal de visualitzar els paràmetres descrits.

MATLAB disposa de tres opcions per poder fer l'aplicació en qüestió, de les quals ens fa una breu descripció²⁴, que són les següents.

Entorn	Descripció
App Designer	Aquest és un ampli entorn de desenvolupament que proporciona un gran conjunt de controls interactius, com mesuradors, reguladors i interruptors. És compatible amb la majoria de les funcions gràfiques i és l'enfocament recomanat per construir la majoria de les aplicacions. Si es té MATLAB Compiler, pot utilitzar App Designer per crear aplicacions web.
GUIDE	Aquest entorn d'arrossegar i deixar anar ha estat disponible per a moltes versions. Les aplicacions que es creen amb GUIDE són compatibles amb la majoria de les altres versions i admeten totes les funcions gràfiques de MATLAB.
Flux de treball programàtic	En aquest enfocament, es fan servir funcions de MATLAB per crear una figura tradicional i col·locar components interactius en aquesta figura de forma programàtica. L'aplicació resultant admet les mateixes funcions que admeten les aplicacions de GUIDE.

Taula 5.5: Entorns que MATLAB té per crear aplicacions.

A primer cop d'ull podem veure que l'entorn que ens ofereix el "flux de treball programàtic" no és el que més s'adapta a les nostres necessitats, per aquest motiu en centrarem en el funcionament i programació dels altres dos entorns.

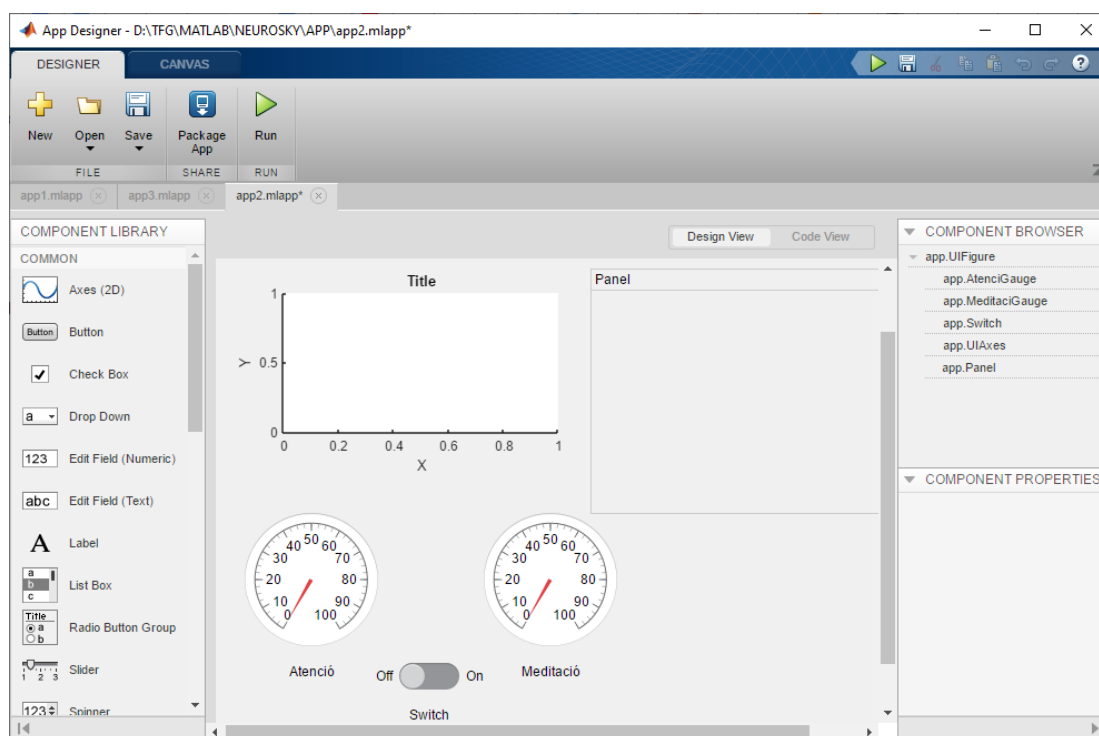


Figura 5.12: Interfície de disseny de l'App Designer.

²⁴ Es pot trobar a https://es.mathworks.com/help/matlab/gui-development.html?s_tid=CRUX_lftnav

Primer vam intentar de fer l'aplicació per mitjà de l'App Designer, després de seguir el tutorial²⁵ vam començar a crear el disseny i programa de l'aplicació, aparentment semblava intuïtiu i pràctic i a nivell gràfic oferia més recursos que el GUIDE.

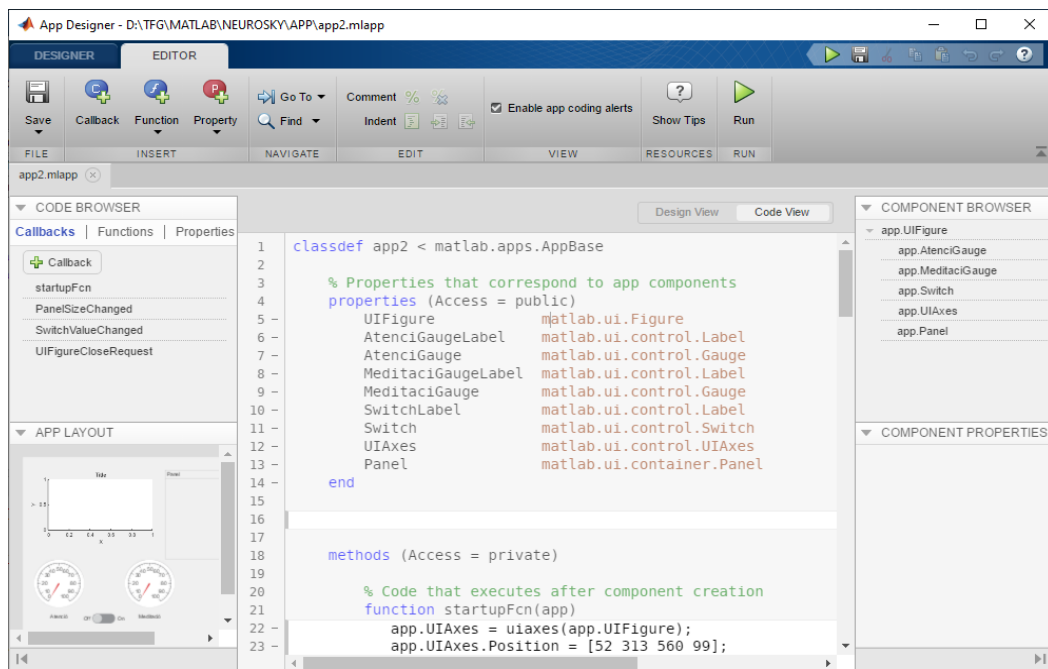


Figura 5.13: Interfície de codi de l'App Designer.

Però després d'endinsar-nos en el funcionament de l'entorn vàrem veure que no era vàlid si volíem treballar amb gràfiques variables i imatges no era l'entorn adient.

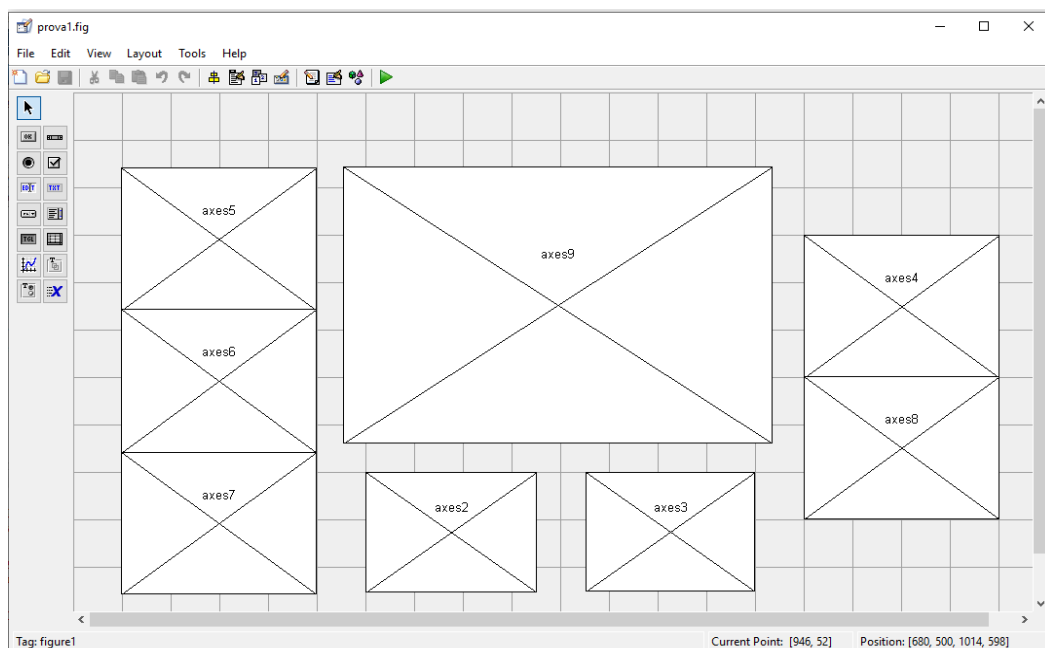


Figura 5.14: Interfície de disseny del GUIDE.

²⁵ Disponible a (en entra hi ha l'opció de que sigui de forma interactiva)
https://es.mathworks.com/help/matlab/creating_guis/create-a-simple-app-or-gui-using-app-designer.html

Per aquest motiu finalment vàrem decidir de treballar amb l'entorn que ens oferia GUIDE.

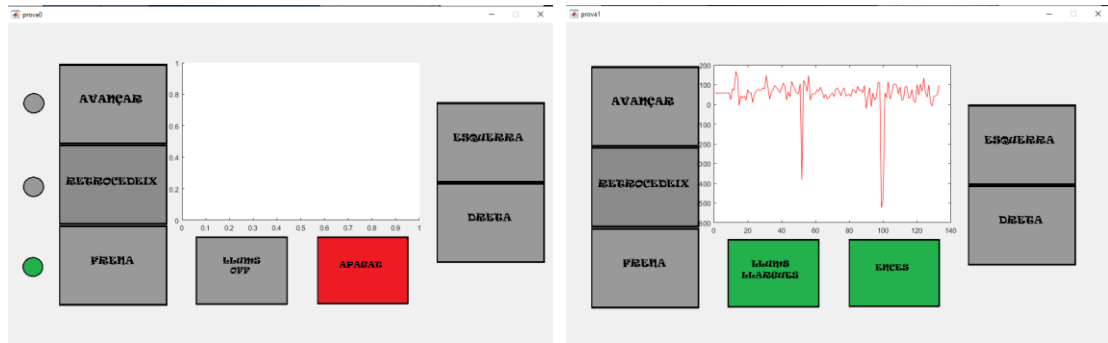


Figura 5.15: Aspecte de l'aplicació GUIDE.

A mesura que anàvem introduint dades a l'aplicació, es va poder observar que la velocitat de processament es reduïa cada cop més, això implicava doncs, pèrdues en el nombre de valors adquirits, i per tant, una pertorbació de les senyals treballades, ja que podien o bé quedar escapçades o simplement no aparèixer.

Finalment tot i que consideràvem beneficiós la creació d'una interfície d'usuari, s'ha decidit de declinar aquesta opció ja que ens impedia un correcte treball i funcionament de les senyals del sensor.

5.2. Funcionament d'emergència

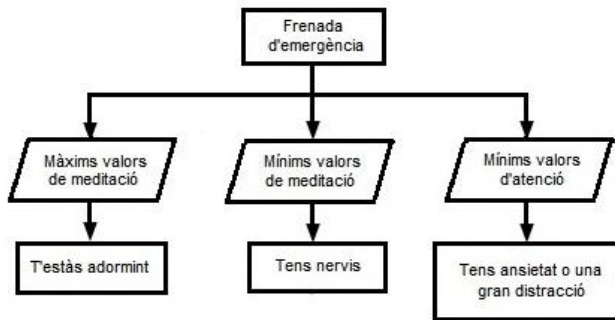


Figura 5.16: Esquema funcionament frenada d'emergència.

establerts, procedirà a realitzar una frenada d'emergència i s'apagarà, on per poder tornar a fer funcionar el vehicle s'haurà d'encendre de nou.

Hi ha varies condicions de frenada d'emergència. Si els nivells de meditació són elevats es considera que s'està proper al son, ja que es demostra en comprovar que només s'assoleixen en tancar els ulls, en aquest cas els d'atenció acostumen a baixar considerablement. En canvi si els nivells de meditació i/o atenció són reduïts. Es considera en el primer cas, agitació i/o nerviosisme i en el segon cas poca o nul·la concentració.

A continuació mostrem les tres possibilitats en una gràfica simulant una situació real. Podem observar com al principi necessita unes mostres per poder prendre mesures correctament.

En aquest cas, l'actuació d'aquest funcionament és independent de la intenció de qui controla el vehicle, és a dir, actua en base a les senyals rebudes amb la finalitat de proporcionar una seguretat addicional.

Per aquest motiu segons els nivells de concentració i/o meditació s'ha establert un programa que si els valors són superiors o inferiors als

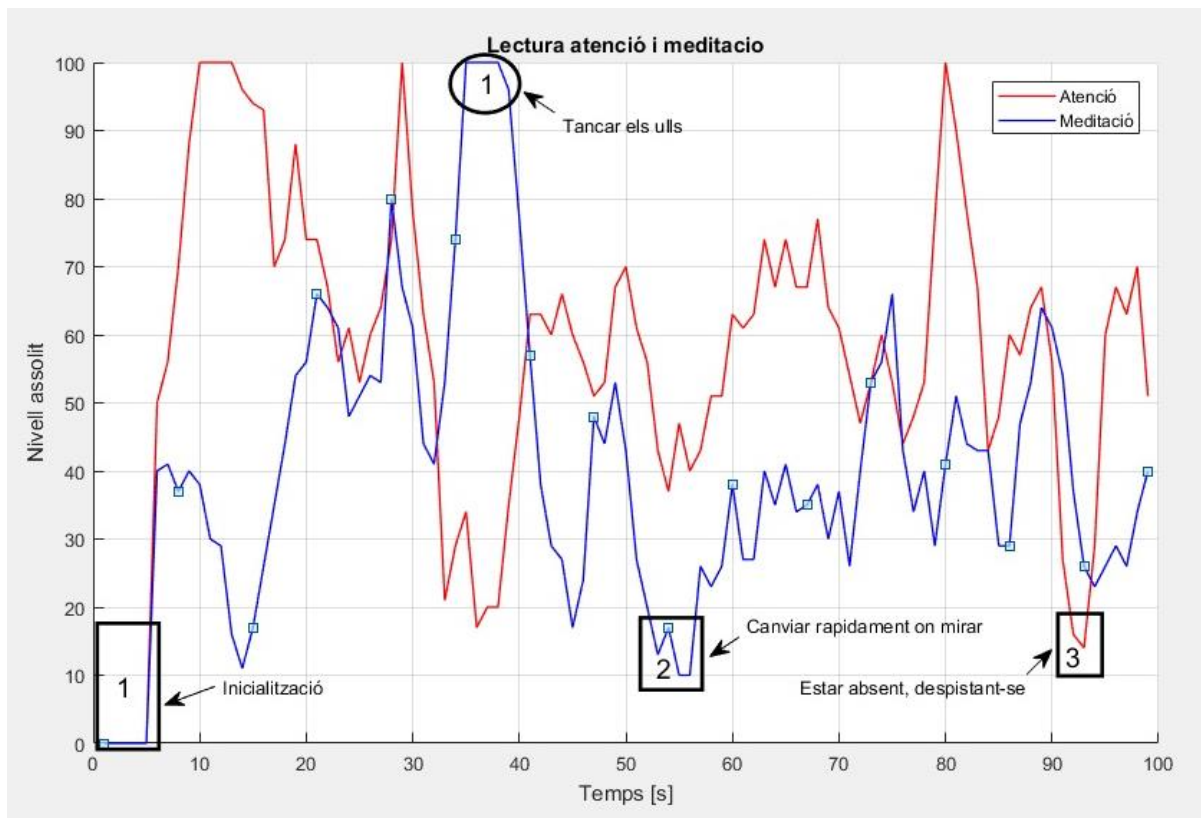


Figura 5.17: Senyals rebudes del sistema d'emergència.

```

error carrega fitxer stream: 0
error carrega fitxer data: 0
error conectivitat: 0

comput1 =

    1

No tens concentració o bé estàs en tensió
comput1 =

    2

No tens concentració o bé estàs en tensió
comput =

    1

T'estas adormint!
comput1 =

    3

No tens concentració o bé estàs en tensió

```

Figura 5.18: Detecció de les senyals del sistema d'emergència.

Podem observar exemples concrets per a cada possibilitat en que es podria donar la frenada d'emergència.

Un comptador equival a les frenades d'emergència enquadrades, mentre que l'altre correspon a les encerclades.

5.3. Webcam

Un cop decidit de complementar les senyals cerebrals amb la webcam per tal d'aconseguir uns resultats competents i equivalents a quan disposàvem d'un nombre més elevat d'elèctrodes; del dispositiu Enobios, es necessari determinar les senyals desitjades de la webcam.

Primer de tot ha estat necessari que la webcam fos capaç de detectar la cara, ja que, per motius de practicitat; és la part del cos amb la què es pot treballar més fàcilment, així com per consonància; pot ser que sigui l'únic membre mòbil de l'usuari. D'aquesta manera podrem mantenir el nostre objectiu de permetre una conducció accessible.

La webcam que farem servir es la pròpia de l'ordinador²⁶. Podem trobar les seves característiques en el manual de l'ordinador.

- Nom: HP TrueVision HD.
- Tipus de webcam: càmera HD fixa i sense inclinació.
- LED d'activitat.
- Resolució :1280 x 720 per 30 fotogrames per segon.
- Connexió: USB 2.0.
- 640 x 480 per 24 fotogrames per segon.
- Format: M-JPEG.
- Número peça: 814613-001.

Conegudes les característiques el primer de tot es saber com identifica el MATLAB a la webcam. Ho podem fer amb la instrucció "webcam list". Per conèixer les propietats ho podem fer amb "webcam()" posant dins del parèntesis o el nom de la webcam entre cometes o bé la posició de la llista.

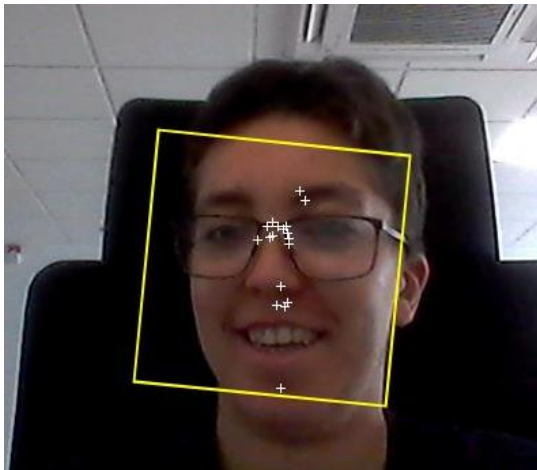


Figura 6.1: Detecció i seguiment de la cara.

L'exemple del MATLAB al mode de detecció de cares, utilitza un objecte "vision.CascadeObjectDetector" per detectar una cara dins d'un marc. En detectar la cara, s'inicialitza un objecte "vision.PointTracker" que mostra punts en els límits de la cara i, després canviar a mode de seguiment, on es rastregen els punts mitjançant el seguiment de punts, alguns d'ells de vegades es poden perdre a causa de l'oclusió.

Un cop hem aconseguit que el programa funcioni correctament, necessitem saber quina part del programa equival al quadrat groc que s'encarrega del seguiment de la cara, ja que el control per punts no es estable. Però primer de tot hem d'esborrar el comptador del codi que s'encarrega de limitar el seguiment per poder tenir una imatge continuada.

Sabem que el quadre es guarda en "bboxPoints", per tant qualsevol desplaçament que vulguem controlar anirà determinat per els valors d'aquest paràmetre.

També podem veure que el format en que es guarda és matricial de 4x2, on cada fila correspon a un punt; on la primera columna equival al valor de l'eix x i la segona de y.

²⁶ Disponible a: <http://h10032.www1.hp.com/ctg/Manual/c04653884>

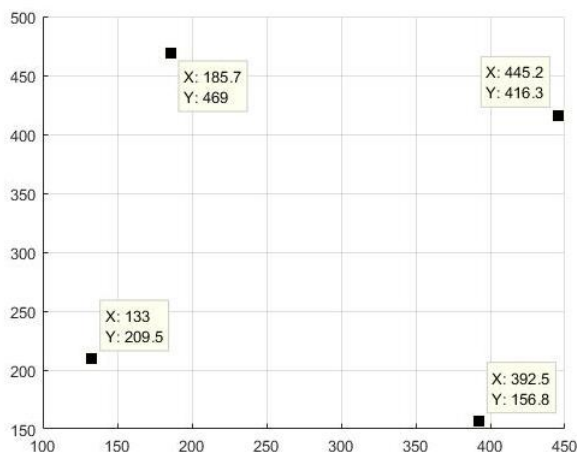
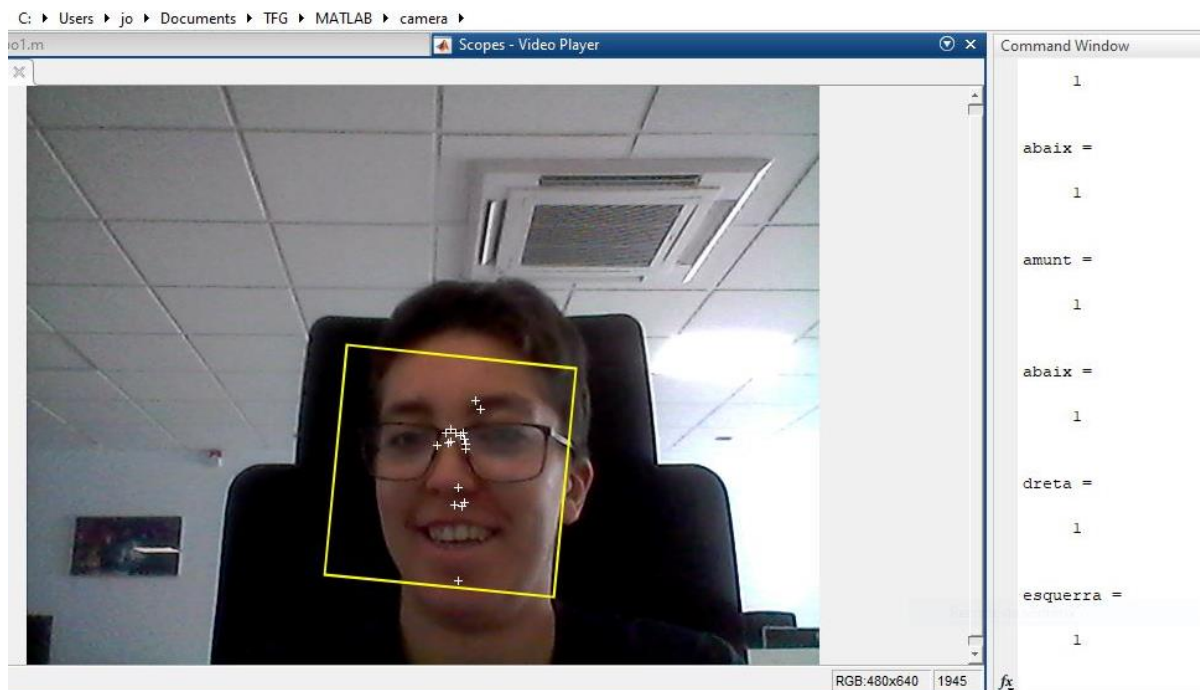


Figura 6.2: Quadrat del bboxPoint.

Per aquest motiu hem calculat la distància de cada costat per poder fer que el desplaçament necessari del quadrat per detectar el desplaçament del cap sigui proporcional a aquesta i hem creat una funció que cridem al programa principal per fer servir les distàncies calculades.

Si es desplaça lateralment més d'1/5 de la posició inicial direm que s'ha girat el cap cap a la dreta/esquerra. Si es desplaça verticalment més d'1/10 de la posició inicial direm que ha girat el cap cap a amunt/a baix.

Per aconseguir que no mostres el gir de retorn al punt central un cop girat, hem intentat a buidar el moviment contrari abans de detectar cada gir, però en comprovar que no funcionava finalment hem decidit de fer una pausa, després de cada comparació amb el temps considerat que es pot trigar en tornar a la posició central.



Un cop que hem aconseguit que ens detecti correctament els moviments, hem fet servir el programa bàsic de comunicació UDP²⁷ per comprovar de nou el seu funcionament i hem pogut observar que el processat fa que la imatge vagi més lenta, però el programa no tant.

²⁷ Protocol que utilitza el protocol d'Internet per a la transmissió de datagrames d'una aplicació d'Internet a una altra que no recupera errors ni assegura la seqüenciació correcta de les dades transmeses utilitzada en aplicacions en temps real.

6. Programari

En aquest apartat farem una breu introducció i explicació dels programes necessaris que seran emprats al llarg del TFG. D'aquesta manera quan posteriorment siguin citats, siguin fàcilment associats i identificats, facilitat així la comprensió de la lectura.

6.1 MATLAB

És l'abreviatura de MATrix LABoratory i és un entorn de computació numèrica i un llenguatge de programació. Permet manipular fàcilment matrius, dibuixar funcions i dades, implementar algorismes, crear interfícies d'usuari, i comunicar-se amb altres programes en altres llenguatges.

MATLAB disposa d'una caixa d'eines que ens permetrà visualitzar una simulació de les lectures de les ones que podem obtenir per mitjà d'un EEG. La caixa d'eines en qüestió és "EEGLAB", per al nostre projecte farem servir la versió "eeglab14_1_2b".

EEGLAB és una caixa d'eines interactiva de MATLAB per processar dades EEG, MEG i altres dades electrofisiològiques relacionades amb esdeveniments i contínues que incorporen ICA, anàlisi de temps/freqüència, rebuig d'artefactes, estadístiques relacionades amb esdeveniments i diverses maneres útils de visualització de la mitjana i dades de prova única. EEGLAB s'executa sota Linux, Unix, Windows i Mac OS X.²⁸

D'aquesta manera podrem desenvolupar més fàcilment el nostre programa, ja que les mostres que obtindrem seran més netes, no hi haurà senyals de soroll ni altres senyals degudes a estímuls que no busquem.

En canvi per treballar amb el MW2, el que farem servir és una llibreria²⁹ que se'ns ofereix dins de la documentació de la pàgina del nostre producte que inclou totes les funcions amb les que podrem treballar.

Per altra banda, també farem servir un dels Add-Ons o exemples també disponibles a la pàgina web, dels que disposa, concretament un dels webcam add-ons³⁰, primer ens haurem de baixar l'instal·lador de paquets d'assistència, en el per la versió ens caldrà fer-ho de forma manual, per poder disposar dels recursos que MATLAB ofereix per a les webcams.

En l'exemple que fem servir, el sistema de seguiment de la cara es pot trobar en un dels dos modes: detecció o seguiment. Ens ensenya com detectar i fer un seguiment automàtic d'una cara en un flux de vídeo en directe mitjançant l'algorisme KLT.

²⁸ Disponible a :

[http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=app_notes_and_tutorials&s\[\]=matlabdll64](http://developer.neurosky.com/docs/doku.php?id=app_notes_and_tutorials&s[]=matlabdll64).

²⁹ Per a més informació i descàrrega: <https://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.php>.

³⁰ Per a més informació i descàrrega: <https://es.mathworks.com/help/vision/examples/face-detection-and-tracking-using-live-video-acquisition.html>

6.2. Arduino

Arduino és una plataforma de desenvolupament basada en una placa electrònica de maquinari lliure que incorpora un microcontrolador re-programable i una sèrie de pins femella, els que permeten establir connexions entre el microcontrolador i els diferents sensors i actuadors d'una manera molt senzilla.

El seu llenguatge de programació basat en C++ és de fàcil compressió que permet una entrada senzilla als nous programadors i alhora amb una capacitat tan gran, que els programadors més avançats poden exprémer tot el potencial del seu llenguatge i adaptar-lo a qualsevol situació.

El microcontrolador que porta la placa Arduino WiFi rev.2 és el model ATmega 4809 de la marca Atmel amb un mòdul WiFi ESP u-blox NINA-W13 integrat. El mòdul NINA-W13 és un SoC autònom amb una pila de protocols TCP/IP integrada que pot donar accés WiFi o bé actuar com a punt d'accés.

En el nostre TFG, l'Arduino desenvolupar la fase final del BCI, s'encarrega de rebre les senyals de l'ESP32-WROOM-32U i enviar-les al vehicle. Les rep per WiFi i les envia per cable i està acoblat al propi vehicle, són un cos solidari. El seu programa s'encarrega d'adapta les senyals que rep per a que siguin el control de funcionament del vehicle.

Podem diferenciar dues programacions; la primera que ens servirà com a base, i que obtenim d'altres fonts i la segona, basada en la primera, que serà de font pròpia i que serà la que ens permetrà el control del vehicle a partir de les ones cerebrals.

7. Vehicle

Per a la realització del treball s'utilitza un vehicle que simula un automòbil. És l'element que rebrà les senyals ja processades i el que aplicarà el control i convertidor per al correcte funcionament.



Figura 7.1: Cotxe NIKKO Dominator 3.

El cotxe on s'aplicarà la placa consistia en un model de MECCANO, però per motius de facilitat de transmissió mecànica, ja que farem servir com a base l'estructura i l'engranatge, es va decidir de canviar al model Dominator 3 de NIKKO tots dos són antics cotxes que funcionaven per RC. Així doncs tindrem la placa d'Arduino WiFi Rev.2 i l'ESP32-WROOM-32U acoblades a la base estructural del vehicle, substituint el control analògic per l'electrònic que estarà programat amb Arduino.

Hem mesurat l'angle de gir de les rodes amb un goniòmetre i sabem que és de 20° en cada sentit, és a dir que ens movem en un rang de 40° . Tot i així, per generar aquest gir, el nostre rang es de 180° . Per tant, un gir de 90° en un sentit del servo equival a 20° de gir de la roda, que és el màxim gir possible.

Si dividim l'angle de gir de forma proporcional, per poder oferir un canvi d'angle de gir en el programa, observem les següents equivalències.

Angle del servo ($^\circ$)	Angle de les rodes ($^\circ$)	Angle del servo ($^\circ$)	Angle de les rodes ($^\circ$)
0	20	90	0
30	13.3	120	- 6.6
60	6.6	150	- 13.3
90	0	180	- 20

Taula 7.1: Equivalència d'angles entre el servo i el gir de les rodes.

7.1. Components

El vehicle esta format per la suma de components de l'antic cotxe RC més els elements necessaris per al seu control electrònic.

- 1x Placa Arduino WiFi Rev.2.
- 1x Arduino Motor Shield Rev.3 amb L293D Doble pont amb H.
- 1x Direccionador del cotxe RC.
- 1x Motor RC-280RA-3060.
- 1x Mini Breadboard.
- 1x ESP32-WROOM-32U.
- 1x Micro Servo S3003.
- 1x Cable USB.
- Cables
- 3x Piles AA

Pel que fa la doble pont H, o bé es fa servir el xip integrat L293D o bé la placa Arduino

Motor Shield, ja que el funcionament és el mateix. El cable USB un cop carregat el programa no ens serà necessari per al seu funcionament ni alimentació.

7.1.1. El circuit integrat L293D.

Es caracteritza per ser un dels integrats més utilitzats en projectes d'electrònica i fins i tot en mecatrònica, posseeix un disseny intern que el doten de 4 circuits independents per controlar motors o relés, però una de les seves principals característiques és que cada circuit és considerat 1/2 pont H, per la qual cosa aquest integrat posseeix fins a 2 ponts H i aquest petit circuit pot controlar el gir, la velocitat i la frenada de fins a 2 motors de corrent continu i fins i tot motors pas a pas. Aquest integrat pot ser alimentat a 5 V en el seu pin Vcc1, mentre que en el seu pin Vcc2 pot alimentar-se en un rang de 4.5 a 36 V, a més pot suportar un corrent màxim de fins a 1 A.

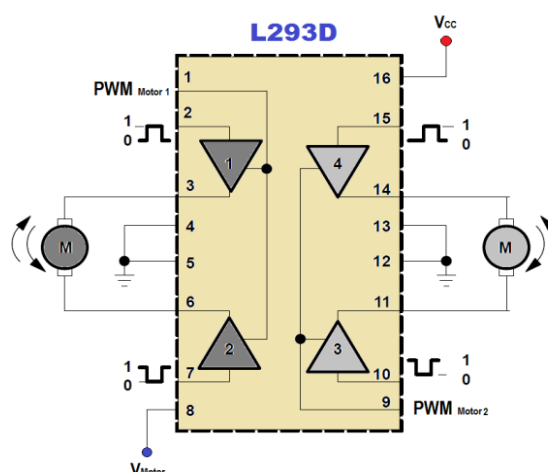


Figura 7.2: El Circuit integrat L293D.

El circuit ens proporcionarà el moviment de propulsió al motor de les rodes del darrere així com la seva regulació de velocitat. A continuació podem veure el circuit muntat amb el xip així com el xip integrat adaptat per Arduino.

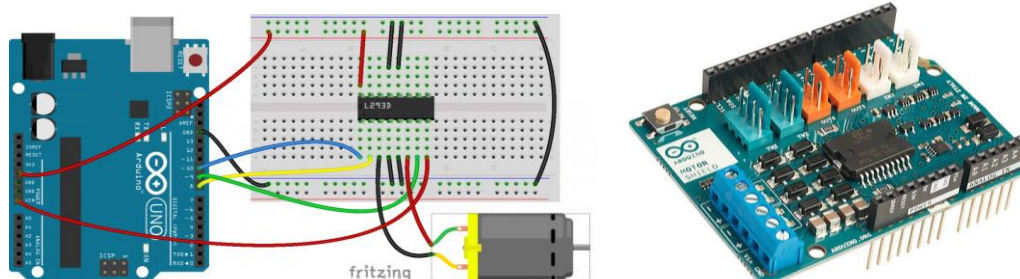


Figura 7.3: A l'esquerra el circuit integrat L293D a la dreta la placa Arduino Motor Shield Rev.3.

Els pins que l'Arduino fa servir són els següents. Per variar la velocitat l'Arduino treballa en un rang entre 0 i 255. Els dos motors que pot controlar consten com A i B.

Funció	A		Velocitat PWM
Direcció	Digital 12	Velocitat inicial	85
Velocitat PWM	Digital 3	Velocitat intermitja	170
Aturada	Digital 9	Velocitat màxima	255

Taula 7.2: Equivalència de pins i de velocitat.

7.1.2. El Micro Servo S3003.

Un servomotor, o senzillament servo, és un actuator que permet regular i controlar la seva posició angular dins del seu rang d'operació. Està format per un motor de corrent continu, una caixa reductora i un circuit de control PWM.

El motor de corrent continu gira a alta velocitat, però produint un baix parell. La funció de la caixa reductora és mitjançant els seus engranatges transforma velocitat de gir en torsió.

En el nostre cas és un servo Futaba de 180° de gir i torsió mitjana. És un dels més utilitzat en RC i robòtica, ofereix una relació qualitat preu millor que el seu homònim original H306 que té la facilitat de poder treballar amb diversitat de plataformes de desenvolupament com Arduino, PICs, Raspberry Pi, o en general a qualsevol microcontrolador.

Com podem veure, dels tres terminals de connexió, el cable vermell correspon a l'alimentació, mentre que el negre es GND i el blanc és l'entrada del senyal de control.



Figura 7.4: Servo Futaba 3003 amb la seva connexió.

Aquest motor és el que s'encarrega de la direcció del vehicle i com que es pot regular el seu gir, està situat en les rodes davanteres. Determinarem que ofereixi tres angles de gir diferent en cada sentit.

7.1.3. El motor RC-280RA-3060.



Figura 7.5: Motor RC-280RA-3060 posició que ocupa

És un motor de corrent DC amb escombretes de carbó que funciona a tensió nominal de 6V. És el motor propi del vehicle RC que mantindrem situat a les rodes del darrere. Porta una roda dentada per transmetre la rotació al mecanisme del vehicle.

Al costat podem veure l'aspecte d'aquest motor així com el lloc en el que s'introdueix en l'estructura del vehicle.

Aquest motor és el propulsor del moviment, i gràcies al circuit L293D, ens permet controlar-ne el sentit de gir i també la seva velocitat. Determinarem tres velocitats de gir de funcionament diferent.

7.1.4. ESP32-WROOM-32U.

És una un microcontrolador SoC de baix cost amb poc consum de potència, amb WiFi i Bluetooth de doble mode integrat. Utilitza un microprocesador Tensilica Xtensa LX6, amb una velocitat de fins a 240 MHz. És un sistema que integra commutadors d'antenes, amplificadors de potència, amplificadors de recepció de baix soroll, filtres i mòduls de gestió de potència.



Figura 7.6: Xip ESP32-WROOM-32U

Serà qui ens farà de pont entre el programa MATLAB de l'ordinador i la placa Arduino per tal de transmetre les dades en format UDP via WiFi.

7.3. Muntatge

Primer de tot es va desmuntar la carcassa del cotxe de RC, després es va anar desmuntant per poder accedir als motors de propulsió i de direcció. També vam arribar a la placa de control, que la vam treure ja que quedarà substituïda pel nostre control electrònic.



Figura 7.7: A l'esquerra vehicle desmuntat, a la dreta sense carcassa.

Un cop accedits als diferents motors vàrem trobar que el motor DC que s'encarregava de la direcció es trobava dins una caixa transformadora. Com que la darrera peça que movia tenia un rang de 180° de gir, es va decidir deixar la caixa transformadora i agafa directament l'element de transmissió.

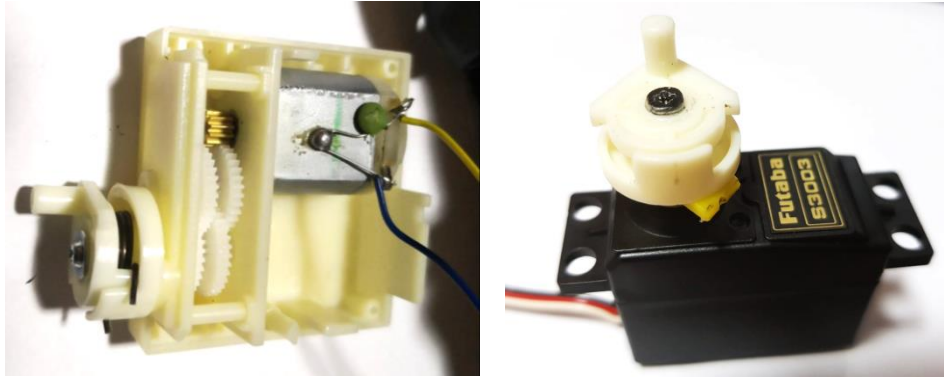


Figura 7.8: A l'esquerra caixa transformadora, a la dreta servo adaptat.

Va m agafar aquest element i el vam col·locar en el servo S3003. Per poder fixar-lo, es va treure la molla i es van encolar els dos components de la peça, ja que en el nostre cas les peces havien de ser solidaries enlloc de tenir joc. En el servo li vam posar un braç per tal que la roda dentada encaixes i sobre aquest braç vam fixar amb un cargol la nostra peça. Un cop el cargol va fer que fos un cos solidari vam afegir una capa de cola per acabar-ho de fixar.

7.4. Comunicació

Finalment la connexió Bluetooth va ser eliminada i substituïda per connexió wifi UDP, després d'intentar fer servir varis encaminadors o "routers", es va decidir de fer servir una placa ESP32, que ens permet ser programat per actuar com un encaminador amb l'avantatge de ser més flexible pel que fa a la comunicació i la programació així com ens ofereix un guany considerable pel que fa a l'espai que ocupa.

Un cop instal·lada la placa a l'Arduino podem connectar-ho al ordinador per tal de carregar-li el programa que ens permetrà la comunicació entre ells..

El programa base que hem fet servir és l'exemple "WiFiAccessPoint" que se'ns proporciona des de la llibreria d'Arduino. Consisteix, com bé diu el nom, en crear un punt d'accés WiFi en el que es poden connectar diversos dispositius i comunicar-se entre ells, en el nostre cas per UDP.

És molt important que la IP que el mòdul assigni al Arduino sigui la mateixa IP que posem al programa del MATLAB per comunicar-nos correctament. Pel que fa al port ha de ser qualsevol valor que no estigui ocupat superior de 1024, ja que el propi ordinador té ports interns de valors inferiors.

És cert que és aquesta placa podria substituir la de l'Arduino, ja que també permet comunicació directa amb l'ordinador i d'aquesta manera aconseguiríem eliminar un element de la nostra etapa de comunicació. Però finalment es va decidir de mantenir les dues plaques per mantenir-lo com a pont comunicatiu i també perquè la tensió que subministren els seu pins dificultaria les nostres aplicacions.

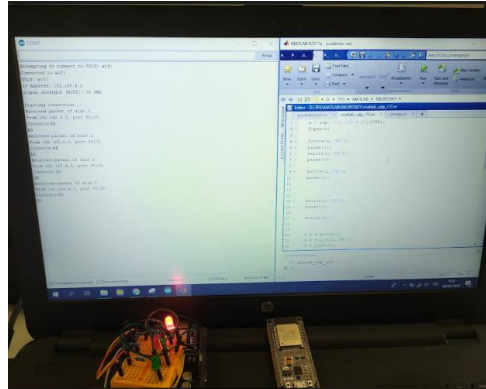
```
wifi = udp('192.168.9.4',1235);
fopen(wifi)

fwrite(wifi,'EN');
pause(1);
fwrite(wifi,'RE');
pause(1);

fwrite(wifi,'DR');
pause(1);

fwrite(wifi,'ES');
pause(1);

fclose(wifi);
```



```
COM7

Attempting to connect to SSID: RL_C2C_P
Connected to wifi
SSID: RL_C2C_P
IP Address: 192.168.9.4
signal strength (RSSI):-78 dBm

Starting connection...
Received packet of size 2
From 192.168.9.3, port 49847
Contents:DR
DR
Received packet of size 2
From 192.168.9.3, port 49847
Contents:EN
EN
Received packet of size 2
From 192.168.9.3, port 51811
Contents:EN
EN
```

Figura 7.8: A l'esquerra el codi del MATLAB, al centre la comprovació del funcionament i a la dreta els missatges rebuts per l'Arduino.

Primer de tot es va comprovar la comunicació entre MATLAB i les dues plaques. Per fer la prova es va fer un petit programa de comunicació UDP on s'enviava quatre ordres diferent, cadascuna per en encendre un LED diferent. A continuació podem observar com la placa d'Arduino rep per UDP les ordres que li envia el MATLAB a través de l'ESP32. Així com els codis.

Un cop feta la comprovació podem començar a enviar les dades bé des de el MW2 bé des de les senyals rebudes des de la webcam.

CONCLUSIONS

En aquest projecte hem aconseguit veure els efectes de la somnolència i la distracció en les senyals EEG i també hem pogut detectar i treballar amb la senyal rebuda en parpellejar i en prémer els queixals que fan possible l'accessibilitat i la seguretat en la conducció del nostre vehicle.

També hem pogut comprovar que no és imprescindible disposar d'un dispositiu d'EEG que disposi de diversos canals ni programes específics propis per poder realitzar un sistema BCI que pugui funcionar en temps real. També és cert que el dispositiu ofereix certes avantatges i que no hauria estat necessari l'ús del recurs de la webcam i que no pots fer servir recursos com l'ús de les ones μ com a paràmetre. Tot i així el nostre sistema ofereix una versatilitat i assequibilitat que si s'hagés mantingut el sistema anterior no hagués estat possible.

El nostre projecte es un prototip però, considerem més que factible l'ús d'aquestes tecnologies i sistemes per a una aplicació i implementació real. De fet, RÜCKER LYPSE, l'empresa on he fet les pràctiques d'empresa ha creat una proposta de projecte basat en el meu a CARNET, una cooperativa de innovació industrial en mobilitat urbana.

AGRAÏMENTS

A Antonio Camacho, director d'aquest projecte per la paciència, els recursos, l'ajuda i la confiança disposada en el meu projecte.

També a la coordinadora Anabel Chía, per la seva predisposició en la realització del projecte i l'ajuda oferta tant d'ella com de la resta de membres de l'equip de RÜCKER LYPSA.

A Laura Dubreuil Vall, de Neuroelectrics, per oferir-me la possibilitat de fer servir un dels dispositius, de la seva empresa i la informació proporcionada, malgrat que finalment no pogués disposar-ne.

I finalment a la meua família, pel suport i consells de format d'aquesta memòria.

Bibliografia

- American Psychological Association (2010). *Manual de Publicaciones de la American Psychological Association* (6 ed.). México, D.F.: Editorial El Manual Moderno.
- [1] J. F., Rubio, M., Findley, L. J., Palomo, L., Sojo, A., Sanchez de Cos, J., ... Fuentes, F. (2000). Habitually sleepy drivers have a high frequency of automobile crashes associated with respiratory disorders during sleep. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 162(4 I), 1407–1412. doi: 10.1164/ajrccm.162.4.9907019
- [2] Abdullah-Al-Mamun, K. (2013). Pattern identification of movement related states in biosignals. Doctoral Dissertation, University of Southampton, 225. Recuperat de https://www.researchgate.net/publication/262143396_Pattern_identification_of_movement_related_states_in_biosignals
- [3] Sabotta, J. (2006). *Atlas of Human Anatomy Volume 1 Head, Neck, Upper Limb*. Recuperat de https://archive.org/details/SobottaAtlasOfHumanAnatomyVolume1_201611
- [4] Mas Salguero, M. J. (2018). *La aventura de tu cerebro*.
- [5] Tortosa, A. (2015). SISTEMA NERVIOSO: ANATOMÍA. *Infermeravirtual*, 1, 34–46. Recuperat de <http://www.infermeravirtual.com/files/media/file/99/Sistema%20nervioso.pdf?1358605492>
- [6] Gil, M. A. (coord.) (2010). Desenvolupament cognitiu i motriu. Departament d'Ensenyament. Recuperat de: https://ioc.xtec.cat/materials/FP/Materials/1752_EDI/EDI_1752_M06/web/html/index.html
- [7] Bueno i Torrens, D. (2017). *Neurociència per educadors*. Associació de Mestres Rosa Sensat
- [8] Brett Szymik. (2017, May 31). Anatomía de la Neurona, (Juliana Soler, Trans.). ASU - Ask A Biologist. Recuperat de: <https://askabiologist.asu.edu/anatomia-de-la-neurona>
- [9] Caton, R. (1875). Electrical Currents of the Brain. *The Journal of Nervous and Mental Disease*, 2(4), 610. doi:10.1136/bmj.2.765.257.
- [10] Hart, M. N. (1994). The Origins of Neuroscience. A History of Explorations into Brain Function. *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*, 53(5), 545.2-545. doi: 10.1097/00005072-199409000-00015
- [11] Balcells, M. y Cisteré, V. (2014). Historia de la Electroencefalografía en España: introducción y evolución. *Neurosciences and History*, 2(1):38-42. Recuperat de http://nah.sen.es/vmfiles/abstract/NAHV2N1201438_42ES.pdf
- [12] Berger, H. (1929). Über das Elektroenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 87(1), 527-570. doi:10.1007/BF01797193.
- [13] Pestana-Knight, E. (2016). *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*.

Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants. American Epilepsy Society. doi: 10.5698/978-0-9979756-0-4

- [14] Jurcak, V., Tsuzuki, D., & Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage* 34 1600–11. doi:10.1016/j.neuroimage.2006.09.024
- [15] Ostenvelda, R. & Praamstrac, P. (2001). The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology* 112. 713-9. doi:10.1016/S1388-2457(00)00527-7
- [16] American Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature1. (1991). *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8(2), 200–202. doi: 10.1097/00004691-199104000-00007
- Acharya, J. N., Hani, A. J., Cheek, J., Thirumala, P., & Tsuchida, T. N. (2016). American Clinical Neurophysiology Society Guideline 2: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. *Neurodiagnostic Journal*, 56(4), 245–252. doi: /10.1080/21646821.2016.1245558
- [17] Buzsáki, G., Anastassiou, C. A., & Koch, C. (2012, June). The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes. *Nature Reviews Neuroscience*. doi: 10.1038/nrn3241
- [18] Ramos-Macías, Á., Borkoski-Barreiro, S., Falcón-González, J. C., y de Miguel, Á. R. (2016). IMPLANTE COCLEAR. ESTADO ACTUAL Y FUTURO. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 27(6), 798–807. doi: 10.1016/j.rmcl.2016.11.011
- [19] Martín-Sanz, E., Esteban Sánchez, J., González Juliao, M., Zschaeck Luzardo, C., Mato Patino, T., Rodrigañez Riesco, L., y Sanz Fernández, R. (2012). Electrocoqueografía extratimpánica en la enfermedad de Ménière. *Acta Otorrinolaringologica Espanola*, 63(6), 421–428. doi: 10.1016/j.otorri.2012.03.007
- [20] Godoy, H. A., lañez, V. B., Ruiz, G. J., Galdón, C. A., Román, C. A. M^a. i Olivares, G. G. (2017). Colocación de electrodos profundos mediante neuronavegación en el estudio pequirúrgico de epilepsia farmacorresistente *Actual. Med*, 102(800), 8–42. doi: 10.15568/am.2017.800.sp01
- [21] Neupsy key. (2016 , 4th June). Epilepsy. [Weblog]. Retrieved 26. Recuperat de: <https://neupsykey.com/epilepsy-2/>
- [22] Mathewson, K. E., Harrison, T. J. L., & Kizuk, S. A. D. (2016). *High and dry? Comparing active dry EEG electrodes to active and passive wet electrodes*. *Psychophysiology*, 54(1), 74–82. doi: 10.1111/psyp.12536
- [23] Chi, Y. M., Wang, Y. T., Wang, Y., Maier, C., Jung, T. P., & Cauwenberghs, G. (2012). Dry and noncontact EEG sensors for mobile brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(2), 228–235. doi: 10.1109/TNSRE.2011.2174652

- [24] Maureira, F., y Flores Ferro, E. (2018). Electroencefalografía (EEG) y diversas manifestaciones del movimiento: una revisión del 2000 al 2017. *EmásF: Revista Digital de Educación Física*, (51), 48–63.
- [25] Mohan, G., Vijaya, S., Adalarasu, K., Nagasai, V., Siva, A. and Geethanjali, B. (2017). Brain computer interface for vehicle navigation. *Biomedical Research 2017; Special Issue*: S344-S350. Recuperat de : <https://pdfs.semanticscholar.org/26f0/53406b673ca5e6ae94c8ef5b355a66ab4b67.pdf>
- [26] Blount, W. P. (1927). STUDIES OF THE MOVEMENTS OF THE EYELIDS OF ANIMALS: BLINKING. *Quarterly Journal of Experimental Physiology*, 18(2), 111–125. doi: 10.1113/expphysiol.1927.sp000426
- [27] Kwon, K. A., Shipley, R. J., Edirisinghe, M., Ezra, D. G., Rose, G., Best, S. M., & Cameron, R. E. (2013). High-speed camera characterization of voluntary eye blinking kinematics. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(85). doi: 10.1098/rsif.2013.0227

